



Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

Facultad de Medicina

Escuela Profesional de Tecnología Médica

**Beneficios de la reconstrucción algorítmica de
proyección de máxima intensidad en la detección de
fracturas de cráneo por tomografía computada.
Clínica internacional. Lima 2017**

TESIS

**Para optar el Título Profesional de Licenciada en Tecnología
Médica en el área de Radiología**

AUTOR

Edilson Jesus ORDINOLA ARROYO

ASESOR

Mg. Carmen Cecilia MUÑOZ BARABINO

Lima, Perú

2018



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Ordinola E. Beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada. Clínica internacional. Lima 2017 [Tesis de pregrado]. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Medicina, Escuela Profesional de Tecnología Médica; 2018.



Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú, Decana de América
Facultad de Medicina
Escuela Profesional de Tecnología Médica

"Año del diálogo y la reconciliación nacional"



ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS

Conforme a lo estipulado en el Art. 113 inciso C del Estatuto de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos (R.R. No. 03013-R-16) y Art. 45.2 de la Ley Universitaria 30220. El Jurado de Sustentación de Tesis nombrado por la Dirección de la Escuela Profesional de Tecnología Médica, conformado por los siguientes docentes:

Presidente: Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón

Miembros: Lic. Luis Frank Bernal Quispe

Lic. Andreé Valerio Rao

Asesor : Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Se reunieron en la ciudad de Lima, el día 11 de diciembre 2018, procediendo a evaluar la Sustentación de Tesis, titulado **"BENEFICIOS DE LA RECONSTRUCCIÓN ALGORÍTMICA DE PROYECCIÓN DE MÁXIMA INTENSIDAD EN LA DETECCIÓN DE FRACTURAS DE CRÁNEO POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA. CLÍNICA INTERNACIONAL. LIMA 2017"**, para optar el Título Profesional de Licenciado en Tecnología Médica en el Área de Radiología del Bachiller:

EDILSON JESUS ORDINOLA ARROYO

Habiendo obtenido el calificativo de:

18
(en números)

Dieciocho
(en letras)

Que corresponde a la mención de: muy bueno

Quedando conforme con lo antes expuesto, se disponen a firmar la presente Acta.

[Firma]
Presidente
Lic. Abelardo Néstor Tenio Obregón

[Firma]
Miembro
Lic. Luis Frank Bernal Quispe

[Firma]
Miembro
Lic. Andreé Valerio Rao

[Firma]
Asesor (a) de Tesis
Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino



**BENEFICIOS DE LA RECONSTRUCCIÓN
ALGORÍTMICA DE PROYECCIÓN DE MÁXIMA
INTENSIDAD EN LA DETECCIÓN DE FRACTURAS DE
CRÁNEO POR TOMOGRAFÍA COMPUTADA.
CLÍNICA INTERNACIONAL. LIMA 2017**

AUTOR:

Bachiller, Ordinola Arroyo, Edilson Jesus

ASESOR:

Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Profesor Principal

DEDICATORIA

Este trabajo está dedicado a Dios y a mi familia quienes me motivan incesantemente a seguir profesionalizándome cada día y me brindan su amor en cada esfuerzo realizado.

AGRADECIMIENTO:

Doy gracias a Dios por permitir alcanzar mis ideales y a mi familia quienes me han apoyado incondicionalmente en cada meta planteada; a mi asesora Mg. Cecilia Muñoz quien me orientó y brindó las pautas necesarias en la realización de este trabajo.

A mi coasesor y amigo Lic. Waynner Sanchez quien me apoyó constantemente en la elaboración de esta investigación y ayudó a ampliar mi visión de esta hermosa carrera.

ÍNDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES	2
1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN	7
1.3 OBJETIVOS	8
1.3.1 Objetivo general.....	8
1.3.2 Objetivos específicos.....	8
1.4 BASES TEÓRICAS	9
1.4.1 Definición de términos.....	29
1.4.2 Formulación de la hipótesis.....	29
CAPÍTULO II: MÉTODOS	31
2.1 DISEÑO METODOLÓGICO	32
2.1.1 Tipo de investigación	32
2.1.2 Diseño de la investigación.....	32
2.1.3 Población.....	32
2.1.4 Muestra y muestreo.....	32
2.1.4.1 Criterios de inclusión	33
2.1.4.2 Criterios de exclusión.....	33
2.1.5 Variables.....	34
2.1.6 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	34
2.1.7 Procedimientos y análisis de datos.....	35
2.1.8 Consideraciones éticas	36
CAPÍTULO III: RESULTADOS	37
CAPÍTULO IV: DISCUSIÓN	48
CAPÍTULO V: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	51
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	54
ANEXOS.....	59
Instrumento	60
Validación del instrumento.....	63
Matriz de consistencia	69
Operacionalización de variables	70
Protocolo para evaluación de pacientes	73

Solicitud de autorización para autoridades de Clínica Internacional.....	74
Tablas anexas.....	76
Imágenes	78

Lista de tablas

Tablas N°		Pág.
1	Sexo y grupo étnico de los pacientes con fractura de cráneo	38
2	Características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados por reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y reconstrucción en ventana ósea	40
3	Beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	41
4	Beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	42
5	Beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	43
6	Beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	44
7	Beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo	47

Lista de gráficos

Figura N°		Pág.
1	Sexo y grupo etéreo de los pacientes con fractura de cráneo	38
2	Características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y la reconstrucción en ventana ósea	40
3	Beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	42
4	Beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	43
5	Beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	44
6	Beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	45

Resumen

Objetivo: Determinar los beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada en imágenes evaluadas de la Clínica Internacional sede Lima en el año 2017.

Metodología: El presente estudio fue observacional, de tipo analítico, retrospectivo, de corte transversal, con diseño correlacional. La muestra fue de 80 informes tomográficos y sus respectivas imágenes reconstruidas utilizando la técnica Proyección de Máxima Intensidad (MIP) en pacientes con sospecha de fractura de cráneo que ingresaron por emergencia al servicio de Tomografía Computarizada del Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes de la Clínica Internacional sede Lima durante el año 2017.

Resultados: La edad de los pacientes con fractura de cráneo fue entre 39 a 59 años (40%) y el sexo de los pacientes fue en 81.3% el masculino. La localización de fractura mayormente fue en la región parietal (41.3%) y temporal (35%) y el tipo de fractura que se observó fue lineal (91.3%). La resolución espacial fue alta para MIP y baja para ventana ósea (V.O) en un 60.0%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$), para imágenes con MIP el costo de imágenes impresas fue \$7 y el de V.O fue de \$ 14 en un 88.8%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$). Hubieron menos de 10 imágenes reconstruidas para MIP y más de 60 imágenes para V.O en un 83.5%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$), el tiempo de procesamiento fue mayor o igual 180 segundos en MIP y menor a 180 segundos por VO en un 82.5%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$).

Conclusión: La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial alta que indica una alta calidad de imagen de acuerdo a la resolución espacial, tiene un costo de \$.7 por impresión de

imágenes reconstruidas, el número de imágenes reconstruidas es menor a 10 y un tiempo de procesamiento mayor o igual a 180 segundos.

Palabras clave: Reconstrucción algorítmica, proyección máxima intensidad.

Abstract

Objective: To determine the benefits of the algorithmic reconstruction of maximum intensity projection in the detection of skull fractures by computed tomography in evaluated images of the Lima International Clinic in the year 2017.

Methodology: The present study was analytical, retrospective, cross-sectional, with correlational design. The sample consisted of 80 tomographic reports and their respective images reconstructed using the Maximum Intensity Projection (MIP) technique in patients with suspected skull fracture who were admitted to the CT service of the Center of Excellence for Diagnostic Imaging of the Clinic. International headquarters Lima during the year 2017.

Results: The age of the patients with skull fracture was between 39 to 59 years (40%) and the sex of the patients was 81.3% male. The location of the fracture was mostly in the parietal (41.3%) and temporal (35%) regions and the type of fracture observed was linear (91.3%). Spatial resolution was high for MIP and low for bony window (VO) in 60.0%, with significant differences ($p = 0.000$), for images with MIP the cost of printed images was \$ 7 and that of VO was \$ 14 in a 88.8%, with significant differences ($p = 0.000$). There were less than 10 images reconstructed for MIP and more than 60 images for VO in 83.5%, with significant differences ($p = 0.000$), the processing time was greater than or equal to 180 seconds in MIP and less than 180 seconds per VO in a 82.5%, with significant differences observed ($p = 0.000$)

Conclusion: The algorithmic reconstruction of maximum intensity projection has benefits, since it has a high spatial resolution that indicates a high image quality according to the spatial resolution, it has a cost of \$.7 per impression of reconstructed images, the number of reconstructed images is less than 10 and a processing time greater than or equal to 180 seconds.

Key words: Algorithmic reconstruction, maximum intensity projection.

CAPÍTULO I

INTRODUCCION

1.1 DESCRIPCIÓN DE LOS ANTECEDENTES

El traumatismo, o como muchos autores prefieren denominarlo “enfermedad traumática”, representa un grave problema de salud pública en los países desarrollados y subdesarrollados. Dentro de este grupo de procesos el “Traumatismo Cráneo-Encefálico (TCE)” constituye la primera entidad como causa de mortalidad.¹

En Estados Unidos dos millones de personas sufren TCE cada año y 70.000 de estas personas fallecen antes de recibir cuidado médico; 500.000 personas se hospitalizan al año por esta causa, entre ellos fallecen 25.000, pero más grave aún, 150.000 personas quedan con lesión neurológica severa y 2.000 vivirán en estado vegetativo persistente.¹

La incidencia en Estados Unidos del TCE, varía de 175 a 367 por 100.000 habitantes; en el Reino Unido, la incidencia varía de 270 a 313 por 100.000 habitantes y en España, la incidencia estimada es de 200 casos por 100.000 habitantes. La relación hombre/mujer es de 3/1 a 9/1 respectivamente.¹

En Ecuador, un 10% de las personas con discapacidad del grupo de edad de 41 a 64 años declara a los accidentes como principal causa de su discapacidad. En Bolivia, las estimaciones realizadas por el Ministerio de Salud y la Policía Nacional durante el 2004, permitieron inferir que en Bolivia ocurrían 55 accidentes por día y 2,5 por hora; con las implicaciones consiguientes de gastos, muertes, heridos más frecuentemente padeciendo de TCE.²

En promedio, los hombres tienen el cuádruple de probabilidad que las mujeres de fallecer por accidentes de tránsito. Los hombres son víctima de traumatismos relacionados con el tránsito con mayor frecuencia que las mujeres en todas las subregiones de América, tendencia que ha permanecido constante en los últimos años.³

En el Perú, los estudios de incidencia y prevalencia de TCE no están completamente definidos, sin embargo, según el INEI en su estudio desde el 2005, los accidentes de tránsito, violencia, robos, han ido aumentando.³

Esto indicaría de manera colateral también un incremento de pacientes con traumatismos, convirtiéndose en un problema de salud pública por la gravedad y frecuencia de estos traumatismos es importante la intervención inmediata.³

Para el año 2012 el número total de accidentados fue de 94 972, resultando heridas 54 572 personas (57,5%), de este porcentaje se desconoce el número de personas que hayan desarrollado como consecuencia alguna discapacidad. Así mismo, 3313 personas fallecieron por esta causa correspondiendo al 3,5% del total.³

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), nuestro país, por la proporción de defunciones por accidentes que registra, se encuentra en el lugar 16 con respecto a los demás países del continente americano.³

Existen diversos estudios que evalúan ciertos beneficios de diversas técnicas para la detección de fracturas de cráneo evaluadas por tomografía computada, tales como:

En Estados Unidos durante el año 2015 Orman G. et al. Publicaron un estudio denominado: “Pediatric skull fracture diagnosis: should 3D CT reconstructions be added as routine imaging?”, con el objetivo de comparar la eficacia de la combinación de reconstrucciones 2D y 3D en tomografía computada con imágenes 2D estándar de tomografía computada en el diagnóstico de fracturas lineales de cráneo en niños con traumatismo craneoencefálico. Se incluyeron 250 estudios de tomografía computada consecutivos de 250 pacientes (167 varones y 83 mujeres). En los resultados se obtuvo que la edad media de los niños era de 7,82 años. Al realizar las reconstrucciones 2D y 3D combinados se alcanzó una mayor sensibilidad y especificidad (83,9% y 97,1%, respectivamente) en comparación con 2D solo (78,2% y 92,8%, respectivamente) con significación estadística para la especificidad ($p < 0,05$). En los niños de menos de 2 años de edad, las reconstrucciones 2D y 3D combinada tenían una mayor sensibilidad y especificidad (81.3 % y 90,5%, respectivamente) en comparación con 2D solo (74,5% y 89,1%, respectivamente) con significación estadística para la sensibilidad ($p < 0,05$) en todos los niños.⁴

Concluyeron que las reconstrucciones 2D y 3D en tomografía computada mostraron un aumento de la sensibilidad en el diagnóstico de fracturas lineales de cráneo en todos los niños y el aumento de especificidad en los niños menores de 2 años.⁴

En Austria, durante el año 2010 Ringl H. y publicaron una investigación denominada “The Skull Unfolded: A Cranial CT Visualization Algorithm for Fast and Easy Detection of Skull Fractures”, cuyo objetivo fue evaluar retrospectivamente la tasa de detección de fracturas en cráneo mediante TC logrado con el uso de proyecciones curvas de intensidad máxima (MIP) en comparación con la que se consigue mediante la lectura de secciones transversales solamente. En los resultados se halló que los expertos encontraron 63 fracturas en 30 pacientes. Cuando sólo se utilizaron secciones transversales, la tasa de detección de fracturas basado en el paciente promedio fue de 43% (13 de 30) para inexpertos y 70% (21 de 30) para los lectores experimentados; con MIP’s curvadas, las tasas fueron 80% (24 de 30) y 87% (26 de 30), respectivamente. La sensibilidad global fue mayor con MIP’s curvadas ($p < .001$); especificidad fue mayor con secciones transversales en ventana ósea ($P < 0,001$). Concluyeron que los MIP’s curvadas permiten una tasa de detección de fracturas significativamente mayor que las secciones transversales. También se cierran considerablemente la brecha de experiencia en la tasa de detección de fracturas entre los residentes y los expertos.⁵

Por otra parte, en el año 2009 Japón se realizó un trabajo titulado “Role of weighted maximum intensity projection with MDCT in the diagnosis of skull fractures”, que tuvo como objetivo determinar la utilidad de las reconstrucciones Proyección de Máxima Intensidad (MIP) y la Técnica de Renderización de Volumen (VRT) en el diagnóstico de fracturas de cráneo. En los resultados se evidencia el efecto de MIP ponderado en un simulador de cerebro con 7 casos de fractura de cráneo mediante el uso de tomografía computada multidetector. Asimismo, el estudio del simulador MIP ponderado proporcionó imagen tridimensional en todos los métodos de procesamiento de las fracturas del cráneo. El MIP ponderado representó la línea de fractura entera en un estudio clínico, y fue eficaz en todos los 7 casos de fractura de cráneo. Concluyeron que el presente estudio demostró que el MIP ponderado con información de profundidad fue eficaz en la detección de fractura de cráneo lineal.⁶

En Dinamarca, durante el año 2009 Jacobsen C. y col. publicaron un artículo llamado “A comparative study of cranial, blunt trauma fractures as seen at medicolegal autopsy and by Computed Tomography”, con el propósito de comparar la concordancia diagnóstica entre el uso de la tomografía computada y la autopsia en cuanto a las fracturas craneales y sobre todo la precisión con la que se registran las fracturas craneales. Los resultados revelan una buena concordancia diagnóstica en relación con las fracturas localizadas en la fosa posterior, mientras que el diagnóstico de fractura en la fosa media y fosa anterior era difícil en la primera lectura de tomografía computada. El diagnóstico de fractura mejoraba durante la segunda lectura de tomografía computada utilizando el MIP. Por lo tanto, el uso de dos reconstrucciones tomográficas diferentes (2D y 3D) mejoraban el diagnóstico en la fosa posterior y en los puntos de impacto en la bóveda craneal. Sin embargo, el diagnóstico de fractura en la parte anterior y la fosa media y de pequeñas fracturas en general sigue siendo difícil. Concluyen que los sistemas de fractura forense importantes en gran medida fueron diagnosticados mediante el uso de imágenes tomográficas usando las técnicas de proyección de máxima intensidad (MIP) y las reconstrucciones multiplanares (MPR). Las dificultades permanecieron en el diagnóstico minucioso de las fracturas del cuero cabelludo. Estas incoherencias deben ser resueltas con el fin de utilizar los datos de tomografía computarizada y aplicarla a las víctimas de trauma en cabeza realizando el análisis del trauma correspondiente.⁷

En Estados Unidos, en el año 2000 Medina S. ejecutó una investigación titulada “Three-dimensional CT Maximum Intensity Projections of the Calvaria: A New Approach for Diagnosis of Craniosynostosis and Fractures”, con la finalidad de ver la utilidad diagnóstica de la proyección de máxima intensidad (MIP), en TC, al representar la permeabilidad de una sutura, la extensión de la sinostosis, la extensión de una fractura y deformidad de calota en niños con sospecha de craneosinostosis o fractura de cráneo.⁸

Se demostró que la TC tridimensional (MIP) puede proporcionar, en sólo ocho puntos de vista, toda la información necesaria para hacer el diagnóstico de craneosinostosis y la extensión de la fractura de calota, que generalmente para su diagnóstico usa la información combinada de otro tipo de reconstrucción 3D, superficie sombreada (SSD) y las imágenes 2D axial computarizada que generan un total de 58 vistas, y en algunos casos las radiografías del cráneo complementarias. La ventaja de MIP se da porque, asigna la máxima intensidad a lo largo de una línea perpendicular a través de un pixel. Esta asignación perpendicular disminuye el potencial de combinar la sutura abierta o fractura con la calota adyacente, un error común en reconstrucciones de superficie sombreada (SSD). Y la ventaja sobre TC convencional, es que evalúa la sutura escamosa (sutura entre hueso parietal y temporal) en toda su extensión al igual que si existiera una línea de fractura paralela al corte axial.⁸

Los pacientes que acuden a un servicio de emergencia para el diagnóstico de traumatismo craneal tienen la indicación de realizarse una tomografía computada de cerebro sin inyección de medio de contraste más una reconstrucción de ventana ósea en planos axiales, adicionado muchas veces a la reconstrucción volumétrica para detectar la existencia de fractura de cráneo.

El presente trabajo plantea incorporar la Técnica de Reconstrucción Algorítmica de Proyección de Máxima Intensidad (MIP), para poder hacer más fácil y rápida la detección de fracturas de cráneo, cabe resaltar que en la Clínica Internacional se evalúan dos técnicas para la detección de cráneo, sin embargo aún no se ha estandarizado ni protocolizado de manera objetiva el MIP, puesto, que no existe evidencia científica que avale su uso a nivel institucional, generando costos innecesarios en la impresión de imágenes ya que se tienen que realizar dos técnicas pudiendo utilizar solo el MIP, asimismo no se utiliza de manera común en otras instituciones de salud, razón por la cual se desea realizar la presente investigación que demuestre objetivamente los beneficios de la Reconstrucción Algorítmica de Proyección de Máxima Intensidad. Ante esto se formula la siguiente pregunta de investigación:

¿Cuáles son los beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada en imágenes evaluadas en Clínica Internacional sede Lima en el año 2017?

1.2 IMPORTANCIA DE LA INVESTIGACIÓN:

El traumatismo cráneo encefálico (TCE), al mismo tiempo que constituye una de las causas de muerte en el hombre con una vida activa social y laboral, ocasiona un elevado costo a la sociedad, y por su morbosidad produce un impacto emocional sobre el paciente y sus familiares.^{9, 10}

La tomografía computada (TC) resulta de gran importancia en pacientes con TCE significativo o con síntomas neurológicos post-traumatismo. Es un método exploratorio sencillo, de escaso riesgo y gran capacidad de diagnóstico, del cual no se puede prescindir actualmente en la práctica médica. La TC es una técnica eficaz para el diagnóstico de traumas craneales.⁹

El presente estudio posee una **justificación teórico-metodológica** porque los resultados de esta investigación planteada servirán como fuentes de información para futuras investigaciones y estudios, sus conclusiones podrán contribuir a generar nuevos algoritmos radiológicos y políticas de salud para la detección de fracturas de cráneo.

El estudio **se justifica en la práctica diagnóstica** porque esta investigación aplicada a pacientes con sospecha de fracturas de cráneo permitirá corroborar o contradecir investigaciones anteriores las cuales concluyeron que la técnica MIP fue la más adecuada en la detección de fracturas de cráneo.

La investigación **se justifica asistencialmente** ya que contribuirá en la aplicación de la técnica MIP porque ayudará en la reducción del tiempo para la detección de fracturas de cráneo, se mostrarán las imágenes desde diversos ángulos, ello facilitará al personal dentro del servicio de emergencia en una visualización rápida y confiable para identificar alguna amenaza a los órganos vitales en beneficio a una mejor evaluación y un tratamiento oportuno para el paciente.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general:

Determinar los beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada en imágenes evaluadas de la Clínica Internacional sede Lima en el año 2017.

1.3.2 Objetivos específicos:

- Indicar el sexo y el grupo étnico de los pacientes con fractura de cráneo.
- Describir las características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) y la reconstrucción en ventana ósea (V.O).
- Identificar los beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).
- Identificar los beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).
- Identificar los beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).
- Identificar los beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).

1.4 BASES TEÓRICAS:

CRÁNEO

ANATOMÍA NORMAL

Los huesos de la bóveda craneal se originan por el proceso de osificación membranosa, a diferencia de gran parte del organismo, cuya osteogénesis es precedida por un esbozo cartilaginoso ^{11, 12}

La cabeza contiene diversas estructuras de importancia, rodea y protege el cerebro y el tallo encefálico, aloja los órganos de los sentidos especiales para la visión, audición, gusto, olfato; cuyas estructuras constituyen la base de diferentes especialidades médicas y quirúrgicas; neurología, neurorradiología, neuropsiquiatría, neurocirugía, oftalmología, otorrinolaringología entre otras. ¹³

En posición anatómica el cráneo está orientado de tal manera que el borde inferior de las orbitas (cavidades oculares) y el borde superior del conducto auditivo externo se encuentran horizontalmente. Este plano se llama plano meato orbitario o plano de Frankfurt. La cabeza se forma por dos partes: el cráneo que encierra al cerebro y tallo encefálico; y la cara que se une a su porción antero inferior. Nos centraremos en la región del cráneo. ¹³

El cráneo está formado por ocho huesos en total: Huesos pares, parietales (2) y temporales (2); huesos impares: frontal, etmoides, esfenoides y occipital. Casi todos los huesos del cráneo están formados por dos láminas llamadas corticales (tablas) y que están formadas por tejido óseo compacto, siendo la capa más delgada la interna y entre ellas tejido óseo esponjoso denominado diploe. ¹³

CARA ANTERIOR DE LA CABEZA: Comprende la región anterior de la bóveda craneal (que contiene al hueso frontal) en el plano superior y el esqueleto de la cara en el plano inferior. La zona inferior se divide en 5 regiones: frontal, orbitaria, maxilar, nasal y mandibular. ¹³

CARA POSTERIOR DEL CRANEO: De aspecto redondeado está formado fundamentalmente por los huesos parietales y el hueso occipital, presenta una prominencia notable, el occipucio.¹³

La protuberancia occipital externa es una prominencia media fácil de palpar y cuyo punto central se denomina inion. El punto Lambda es donde se reúnen las suturas lambdoidea y sagital y se utiliza para medir el cráneo.¹³

CARA LATERAL DEL CRÁNEO: Comprende los huesos parietales, frontal y porciones de los temporales y esfenoides; se observa la bóveda craneal más voluminosa y el esqueleto de la cara más pequeño e irregular. El Pterion es una importante referencia clínica en la cara lateral del cráneo, es el punto de unión del temporal, frontal, esfenoidal y parietal. El punto Asterion se ubica en la intersección de la mastoides del temporal, parietal y occipital.¹³

CARA SUPERIOR DEL CRANEO, CALOTA O BÓVEDA: De contorno ovalado se ensancha hacia atrás formando las eminencias parietales los arcos superciliares del hueso frontal forman su límite anterior. Los huesos parietales se unen en la sutura sagital; el hueso frontal con el parietal se unen formando la sutura coronal y los parietales con el occipital se unen formando la sutura lambdoidea. El bregma es el punto de intersección entre la sutura coronal y la sutura sagital. El vértex es el punto central de la sutura sagital.¹³

CARA INFERIOR DEL CRÁNEO: La superficie externa de la base del cráneo está formada por la cara inferior de los maxilares con sus piezas dentarias, huesos palatinos y la bóveda palatina, el borde de los arcos cigomáticos los cuales se forman por la reunión del hueso malar con el hueso temporal. Esta región es irregular en su porción central por la presencia de múltiples orificios, apófisis y articulaciones. Se aprecian los huesos temporales con sus apófisis estiloides, mastoides y peñascos; el esfenoides con sus apófisis pterigoides, agujero oval, redondo menor y otros detalles óseos importantes. Se observa también la presencia del agujero occipital y a sus lados los cóndilos del occipital.¹³

SUTURAS CRANEALES.

Los puntos de osificación en los huesos de la calota son centrales, luego se extienden hacia la periferia, lo que implica que, al momento del nacimiento, dichos huesos se encuentren articulados entre sí por tejido conectivo denso, constituyendo las suturas^{13, 12, 14}

Los bordes externos de los huesos de la bóveda están limitados por suturas, las cuales son los puntos hacia los cuales los centros de osificación que se expanden se encuentran con sus vecinos. Ya que los huesos de la bóveda son una variedad dermal, las suturas están compuestas de tejido conectivo fibroso representando los vestigios de la membrana de la cual los huesos originalmente se osificaron.¹⁵

La sutura es una delgada capa de tejido de tipo conjuntivo intermedio que se origina entre los huesos y en el cráneo existen dos tipos: sindermosis que ocurre en la bóveda y sincondrosis en la base.¹⁵

Al nacimiento las suturas están separadas por tejido conjuntivo de tipo mesenquimatoso y entre los seis meses y el año se produce una indentación, los bordes irregulares se interdigitan quedan yuxtapuestos, pero no se fusionan. Evolutivamente el tejido conjuntivo se va sustituyendo y hacia los 10 a 13 años las suturas son ocupadas funcionalmente por tejido fibroso por lo que se dice que se han cerrado; pero la verdadera osificación no ocurre hasta la cuarta o quinta década de la vida. Cuando estas suturas se cierran u osifican en un período anterior al que fisiológicamente le corresponde aparecen las craneosinostosis.¹⁵

Las suturas son encontradas solamente en el cráneo y tienen dos funciones principales¹⁵:

- Como un sitio secundario de crecimiento óseo.
- Para dar una unión firme a los huesos adyacentes mientras permite un ligero movimiento como respuesta a la fuerza mecánica.

Entre las suturas destacan:

- Sutura metópica o interfrontal: En el plano medio sagital del hueso frontal.
- Sutura interparietal o sagital: Unen a los huesos parietales.

- Sutura coronal: Está formada entre los huesos parietales y frontal.
- Sutura lambdoidea: formada por la unión de los huesos parietales y el hueso occipital.

La conexión sutural del hueso parietal con la escama del temporal es una sutura biselada o sutura escamosa (sutura temporo-parietal).¹⁵

Esto se relaciona con el hecho de que el hueso temporal permite el crecimiento de la base craneal, mientras los huesos parietales permiten el crecimiento de la bóveda craneal. El sobrepaso de la sutura temporo-parietal hace posible la adaptación al crecimiento entre la base craneal y la bóveda.¹⁵

La escama del hueso occipital es particular y está asociada con algunas circunstancias de crecimiento. La parte inferior de este hueso se forma por osificación endocondral mientras la parte superior se forma por osificación intramembranosa. El sitio donde las dos partes se fusionan en la semana 11 a 12, es la región en la cual la tienda del cerebelo se anclará intracranealmente. La parte de hueso preformado en cartílago cubre el cerebelo, mientras la intramembranosa cubre los hemisferios. La osificación intramembranosa de la escama comienza en la semana 10 en dos centros, los cuales se extienden y se fusionan con los dos centros de la parte cartilaginosa.¹⁵

FONTANELAS

Las fontanelas conforman seis áreas de tejido conectivo denso correspondiente a la unión de dos o más suturas.¹⁶

Es donde se encuentran más de dos huesos de osificación intramembranosa, la intersección entre las suturas es ocupada por una gran membrana, las llamadas fontanelas, que son seis, una en cada esquina de los huesos parietales; ellas dan la flexibilidad necesaria en los huesos laminares durante el nacimiento y el periodo de rápido crecimiento cerebral.¹⁷

Las más grandes son la fontanela anterior (Bregma) en la intersección del hueso frontal y los dos huesos parietales y la fontanela posterior (Lambda) en la intersección de los parietales con el hueso occipital.¹⁸

FONTANELA ANTERIOR O BREGMA: Es la fontanela de mayor superficie y, por lo tanto, de mayor utilidad médica.¹⁴

Posee forma romboidal y se encuentra ubicada en la intersección de las suturas coronal, sagital y metópica. Esta última tiende a desaparecer hacia los 2 años.^{12, 16, 17.} Sus medidas en el primer día de vida varían entre 6 y 36 mm, media 21 mm; Generalmente cierra a los 13 - 14 meses (variabilidad entre 4 y 26 meses).¹⁹

FONTANELA POSTERIOR O LAMBDA: De conformación triangular, se encuentra en la concurrencia de las suturas sagital y lambdoidea. Mide luego del nacimiento aproximadamente de 5 a 7 mm. Generalmente se cierra alrededor de los 2 o 3 meses de vida.^{12, 14, 17}

FONTANELA ANTEROLATERAL O ESFENOIDAL (PUNTO PTERION): Es la unión del hueso parietal, temporal y el ala mayor del esfenoides.¹⁸

FONTANELA POSTEROLATERAL O MASTOIDEA (PUNTO ASTERION): Es la unión de la sutura escamosa y lambdoidea.¹⁸

FRACTURAS DE CRÁNEO

DEFINICIÓN

Una fractura es una pérdida completa o incompleta en la continuidad de un hueso del cráneo.²⁰

PATOGENIA

Se produce en los dos tercios de los pacientes con TCE.⁽²¹⁾ En la mayoría de los casos la acción vulnerante actúa sobre la bóveda craneana, comúnmente resultan por caídas, accidentes automovilísticos, golpes en la cabeza por deportes.²¹

En la infancia la causa más común de fractura craneal es el maltrato físico y daños durante el nacimiento, mientras que más de la mitad de fracturas de cráneo en niños es a consecuencia de caídas (Según el Centro de Control y Prevención de las Enfermedades en Estados Unidos – CDC por sus siglas en inglés)

La fractura de cráneo se puede producir por:

- a. El cuerpo vulnerante choca directamente contra el cráneo (bastonazos, martillazos).²⁰
- b. El cráneo va en contra del agente vulnerante (un sujeto choca contra algún obstáculo)²⁰

TIPOS DE FRACTURA

I. FRACTURAS LIMITADAS A LA BÓVEDA

Lineales

Fractura que se presenta como una línea bien definida, son las fracturas más comunes, típicamente es una fractura cerrada debido que no corta la piel. No incluye esquirlas, depresión o pulverización del cráneo. No requiere intervención quirúrgica.²⁰

Estrelladas

También conocidas como estructuras polifragmentarias (con aspecto de tela de araña). Son líneas de fracturas múltiples radiadas y parten del área de impacto.²⁰

Deprimidas

Fracturas que presentan por lo general configuración conminuta. Con porciones de hueso roto o presencia de esquirlas desplazado hacia el interior de la cavidad craneana lo cual puede requerir intervención quirúrgica al haber compromiso del tejido cerebral adyacente. Tienen el máximo riesgo de desgarro de la duramadre. Se puede presentar también como una fractura simple o cerrada (20%) o como una fractura abierta o compuesta (80%).²⁰

Diastásicas

Son las fracturas en las cuales las suturas del cráneo se logran separar. Son frecuentes en niños menores de tres años.²⁰

II. FRACTURAS LIMITADAS A LA BASE DEL CRANEO

Según su localización pueden distinguirse en: fracturas de la fosa cerebral anterior, fracturas de la fosa cerebral media, fracturas de la fosa cerebral posterior.²⁰

La fractura se localiza preferentemente en determinadas zonas que son puntos débiles de la estructura entre ellos el techo de la órbita, la lámina cribosa del hueso etmoides y el peñazco del hueso temporal.²⁰

RADIOLOGÍA DIGITAL

Bajo el epígrafe de “radiología digital” se suele hacer referencia a un amplio conjunto de sistemas de adquisición, tratamiento, procesamiento, transmisión, archivo y visualización de información radiológica. Aunque uno de los productos finales de estos sistemas está constituido por imágenes similares a las que se obtienen en la radiografía convencional, la formación y los componentes de tales imágenes presentan características particulares que afectan tanto a su aspecto como al contenido de información y a la presentación de ésta.²²

La principal ventaja de la radiología digital tiene que ver probablemente con las posibilidades que ofrece de gestionar la información de manera flexible, rápida y eficaz y, por ello, es normal que se preste especial atención a los sistemas de tratamiento, transmisión, archivo, distribución y visualización de imágenes. No debe perderse de vista, sin embargo, que todas esas posibilidades se basan en la existencia previa de una imagen en formato digital, adquirida normalmente mediante elementos y detectores de radiación que tienen un comportamiento diferente del de la película radiográfica clásica. Por ello, las propiedades y características de las imágenes digitales también son distintas de las imágenes analógicas convencionales.²²

El término radiología digital se utiliza para denominar a la radiología que obtiene imágenes directamente en formato digital sin haber pasado previamente por obtener la imagen en una placa de película radiológica. La imagen es un fichero en la memoria de un ordenador o de un sistema que es capaz de enviarlo a través de una red a un servidor para su almacenamiento y uso posterior.²²

Por el contrario, la radiología analógica utiliza para obtener imágenes un chasis con cartulinas de refuerzo y película radiológica o si es radiología en tiempo real un intensificador de imágenes que se visualizan en un monitor a la vez que se están obteniendo.²²

La radiología analógica ha demostrado a lo largo de más de diez décadas que es un sistema fiable y que con él se obtienen imágenes diagnósticas de gran calidad. A pesar de ello todo apunta a que sus días están contados y que la radiología digital va ir sustituyendo paulatinamente a la radiología analógica. El gran salto se produce cuando se digitaliza la radiología convencional, debido a la irrupción de los PACS, que son sistemas de archivo y comunicación de imágenes médicas, y las estaciones de visualización y Diagnóstico que acompañan a la llegada de la Radiología Digital.²²

Se debe diferenciar entre lo que es una radiografía digital y una radiografía digitalizada, ya que la calidad de imagen entre ellas puede variar sensiblemente. Son realmente muchas las ventajas que involucran el éxito de la radiografía digital, sin embargo, se toman precauciones respecto a su utilización como prueba clínica en la investigación experimental y su utilización como documento legal. Existen dos métodos para obtener una imagen radiográfica digital: la imagen radiográfica digitalizada y la imagen radiográfica digital, la diferencia entre ambas consiste en que la imagen digitalizada se obtiene mediante el escaneo o la captura fotográfica de la imagen de una placa radiográfica, convirtiendo de esta manera una imagen analógica en una imagen digital, mientras que la radiografía digital se obtiene mediante la captura digital directa de la imagen para convertir los rayos-x directamente a señales electrónicas. Como no se usa luz en la conversión, el perfil de la señal y resolución son altamente precisas emitiendo una calidad de imagen excelente.²³

En los últimos años la radiología digital es de gran importancia en la ayuda al diagnóstico teniendo como principales técnicas a la radiografía digital, la tomografía computada, resonancia magnética, medicina nuclear, intervencionismo y hemodinámica, ultrasonografía. Siendo la tomografía computada uno de los estudios más importantes a raíz de la evolución de la radiología digital

TOMOGRAFÍA COMPUTADA

El mundo de la radiología ha cambiado de modo espectacular con la introducción y la rápida difusión clínica de la TC.²⁴

La nueva era de la visualización “volumétrica” ha sido posible gracias a la aparición de los escáneres y la capacidad para obtener conjunto de datos isotrópicos, con los escáneres espirales de una sola sección apenas podíamos deslumbrar el horizonte y anticipar el futuro que hoy parece tan extendido con la aplicación en la clínica de la TC.²⁴

Lo que en otra época se consideraba una idea muy atractiva se ha convertido en una realidad clínica, como las estaciones de trabajo para visualización volumétrica 3D, la angiografía por TC y los estudios radiológicos cardíacos todo con un grado de resolución anatómica que produce un gran asombro.²⁴

Llama especialmente la atención que la TC no sólo se ha convertido en un campo vital para la innovación tecnológica, sino que ha mantenido su importancia decisiva en los estudios habituales de imagen, sobre todo en los pacientes en estados críticos o traumatizados.²⁴ Esta revolución tecnológica plantea algunos problemas, como la exposición de datos y la mayor complejidad derivada de la gestión de imágenes adquiridas, así como su transferencia en el ámbito clínico. La posibilidad de utilizar la TC para cribar a pacientes asintomáticos de las categorías de alto riesgo en enfermedades como cáncer de pulmón o el cáncer de colon se debatirá todavía durante los años venideros, hasta que se demuestre la prolongación de la supervivencia mediante estudios prospectivos con carácter definitivo.²⁴

Todo el campo de diagnóstico asistido por ordenador está llamado a convertir en realidad muchas de estas aplicaciones, puesto que la revolución de los programas informáticos de TC corre pareja a los avances en los escáneres.²⁴

Desde su introducción en 1972, la TC con rayos x ha evolucionado hasta convertirse en una herramienta esencial dotada cada vez de un número mayor de aplicaciones clínicas para el diagnóstico por imágenes. El primero tuvo lugar a comienzos de los años noventa con la aparición de aparatos de TC que permitían una traslación del paciente simultáneo a la adquisición de datos.^{25, 26}

Los avances tecnológicos básicos que impulsaron estos desarrollos fueron las carcasas en forma de anillo deslizante, los tubos de rayos X de muy alta frecuencia y los algoritmos de interpolación para gestionar los datos no coplanares de proyección. Estos aparatos evolucionaron el uso de la TC al crear aplicaciones nuevas que jamás se habían imaginado como la angio TC y la endoscopia virtual.^{27, 28}

El segundo lugar tuvo salto a mediados de la época ya mencionada de un aparato de TC con doble fila de detectores. A finales de 1998, los principales fabricantes de TC suministraban aparatos que obtenían cuatro cortes por cada rotación del tubo de rayos X. en la actualidad hay aparatos de 16, 64 cortes y muchos más.^{29, 30, 31}

Las principales ventajas de los aparatos de TC consisten en una mejoría de la velocidad de la adquisición volumétrica y de la resolución espacial.^{31, 32}

Al momento de su incorporación por el británico Hounsfield, la TC era una modalidad de rayos X que permitía obtener únicamente imágenes axiales del cerebro de interés en neurorradiología; pero posteriormente se convirtió en una técnica de imagen versátil, con la que se obtienen imágenes tridimensionales de cualquier área anatómica. Cuenta con una amplia gama de aplicaciones en oncología, radiología vascular, cardiología, traumatología o radiología intervencionista, entre otras.³³

Es un tipo especial de procedimiento radiológico que implica la medición indirecta del debilitamiento o atenuación, de los rayos x en numerosos puntos o posiciones localizadas alrededor del paciente explorado. Básicamente lo único que se conoce es:

33

- Lo que sale del tubo de rayos x
- Lo que llega al detector
- La situación del tubo de rayos x y el detector para cada posición.

La mayoría de los cortes de TC están orientados verticalmente al eje corporal; se llaman habitualmente cortes o secciones axiales o transversales. Para cada corte el tubo de rayos x rota alrededor del paciente para obtener un grosor de sección preseleccionado.³⁴

Emplea la rotación continua y el diseño del haz en abanico: con este diseño, el tubo y el detector están estrictamente acoplados y rotan continuamente alrededor del área de rastreo mientras los rayos x son emitidos y detectados. Así, los rayos x que han atravesado al paciente, alcanzan los detectores situados en frente del tubo.

La apertura en abanico del haz va desde 40° a 60°, dependiendo del diseño particular del sistema, y viene definido por el ángulo que se origina en el foco del tubo de rayos x y que se extiende hasta los límites externos del detector.³⁴

Típicamente, las imágenes son producidas con cada rotación de 360°, permitiendo la adquisición de un elevado número de datos y la aplicación de la dosis adecuada. Mientras se realiza el rastreo, barrido o “scan” se obtienen los perfiles de atenuación, también conocidos como muestras o proyecciones.³⁴

Las proyecciones se obtienen mediante la acción combinada del tubo de rayos X rotando alrededor del paciente y de sistemas detectores que cuentan con cientos de elementos a lo largo del arco detector (generalmente unos 800 - 1000 elementos), con decenas e incluso cientos de filas contiguas de detectores alineadas a lo largo del eje de rotación.³⁴

Los valores de píxel que se asignan en las imágenes de TC están relacionados con la atenuación en el tejido correspondiente, o más concretamente, con el coeficiente de atenuación lineal. El principio básico de funcionamiento de la TC arranca con la medida de las intensidades del haz de rayos X inicial y final. A continuación, se aplican las diferentes técnicas de reconstrucción de la imagen para obtener una matriz de los coeficientes de atenuación lineal de la transmisión medida, ya que la transmisión se mide generalmente normalizada a la intensidad inicial de rayos X.³⁴

RECONSTRUCCIÓN DE LA IMAGEN

La TC, a diferencia de muchas técnicas nuevas, fue aceptada enseguida por la comunidad médica desde su introducción a mediados y finales de los años setenta. Incluso con los primeros cortes gruesos de 10 a 12 mm, los investigadores y los clínicos identificaron las limitaciones de una visualización axial, sobre todo, de regiones anatómicas complejas. El concepto de imágenes tridimensionales (3D) captó en seguida la atención de los médicos, en particular para aplicaciones como la cirugía craneofacial o traumatología.^{24, 35}

En las primeras fases, el uso y la disponibilidad de imágenes 3D de TC se hallaban limitados por una serie de factores que iban desde la claridad de los volúmenes explorados hasta el poder limitado de los ordenadores y las restricciones de los algoritmos para la reconstrucción 3D.³⁶

A pesar de todo algunos investigadores como Vannier y Hermann lograron publicar los primeros artículos innovadores sobre la posible utilidad de las imágenes 3D.³⁶

Con la evolución continua y paralela de la TC y la tecnología informática, la utilidad clínica de las imágenes 3D no ha dejado de crecer. La evolución de la tecnología informática supuso uno de los hitos técnicos en las décadas de 1980-1990 y de 1990-2000.³⁶

El desarrollo de procesadores más rápidos, redes informáticas, algoritmos de software post-procesamiento, archivos de datos y el incremento en la anchura de banda de las redes deparó beneficios directos a las tecnologías de la imagen médica. Este uso dual de la tecnología lo define claramente la aparición de software de reconstrucción volumétrica.³⁷

Sin embargo muy pronto se intuyó su utilidad en cualquier campo donde hubiera que interpretar grandes volúmenes de datos y representarlos aprovechando al máximo la visualización y el análisis de la imagen, la técnica de imágenes médicas lo utilizó para el análisis de datos en TC. Esta idea de analizar los datos volumétricos llegó a denominarse visualización volumétrica término acuñado a mediados de los años ochenta.³⁷

Para lograr imágenes tridimensionales de calidad es necesaria una correcta adquisición de los datos axiales, lo que en los equipos de última generación podemos conseguir en un corto espacio de tiempo. Este volumen de datos obtenido se transfiere a una estación de trabajo donde se procesarán las imágenes axiales para obtener reconstrucciones multiplanares y 3D. Las imágenes en 3D pueden ser generadas por una gran variedad de algoritmos de reconstrucción. Las técnicas más usadas son: PMI (Puntos de Máxima Intensidad), representación de superficie (shaded surface display) y representación volumétrica (volume rendering) Debido a los avances tanto en hardware como software que se han producido en los últimos años, se ha producido un cambio en la concepción de lo que TC significaba.³⁹ Ya no se trata de la presentación de imágenes axiales bidimensionales; hoy en día, se pueden presentar estudios en los diferentes planos del espacio en 2D (multiplanares-MPR).³⁹

Pero además podemos generar objetos en 3 dimensiones ofreciendo nuevas posibilidades diagnósticas, permitiendo la observación de estructuras desde infinidad de ángulos, aquí vamos a desarrollar todos los tipos de reconstrucciones y utilidades.³⁸

FILTROS EN TOMOGRAFÍA

El sistema dispone de distintos filtros de realce de la visualización. Los filtros de realce de bordes son útiles para fotografiar ventanas óseas, puesto que definen la imagen.³⁸

Los tres niveles de realce de bordes son E1, E2 y E3. E1 aplica el realce más suave y E3 el más intenso. Al utilizar estos filtros, en la imagen aparece E1, E2 o E3.³⁸

El filtro de realce de pulmón se ha concebido especialmente para el fotografiado de ventanas de pulmón. Si usa este filtro, la imagen queda anotada con la palabra Luna (Pulmón).³⁸

Los tres filtros de suavizado son S1, S2 y S3, que se emplean para fotografiar ventanas de tejidos blandos y reducir la aparición de ruido en la imagen o en las áreas de bajo contraste. S1 aplica el suavizado más bajo de los tres y S3 el mayor. Al utilizarlos, la imagen se anota con S1, S2 o S3.³⁸

Los filtros Kernel son fórmulas matemáticas y hay distintos tipos de filtros, se seleccionan dependiendo de lo que más nos interese ver. Los filtros más importantes son:

Filtro de hueso (SHARP): Realza bordes de estructuras de muy distinto coeficiente de atenuación. Nos proporcionará imágenes con mayor resolución espacial (también son imágenes con mayor ruido, por lo que no son adecuadas para el estudio de las partes blandas).³⁸

Filtro estándar (SHEPP-LOGAN): Proporciona imágenes que son menos ruidosas y con mejor resolución de bajo contraste y resolución espacial un poco peor; este filtro se conoce clínicamente como filtro estándar.³⁸

Filtros de tejido blando (SMOOTH): Se puede reducir aún más el ruido en las imágenes reconstruidas y mejorar así la resolución de bajo contraste, pero a cambio de obtener una resolución espacial notablemente peor. Ideal para el estudio de abdomen y mediastino.³⁸

TIPOS DE REFORMACIONES

Las reformaciones son imágenes creadas a partir de datos previamente reconstruidos sin alterar los vóxeles, sino que los utiliza para representar planos distintos al original. Hay una serie de requisitos para poder reconstruirlos:³⁹

Estas reformaciones se pueden representar mediante técnicas 2D (Reconstrucciones multiplanares) y técnicas 3D (Reconstrucciones volumétricas):³⁹

<u>TÉCNICA 2D</u>	<u>TÉCNICA 3D</u>
Reconstrucción multiplanar <ul style="list-style-type: none">➤ Sagital➤ Coronal➤ Axial➤ Curvoplanar	Reconstrucciones volumétricas <ul style="list-style-type: none">➤ Reconstrucción de Sombreado de Superficie (SSD)➤ Proyección de Intensidad Media (AIP)➤ Proyección de Mínima Intensidad (MinIP)➤ Técnica de Renderización de Volumen (VRT)➤ Proyección de Máxima Intensidad (MIP)

TÉCNICAS 2D

Reconstrucciones Multiplanares

La reconstrucción multiplanar nos permite obtener imágenes con una orientación distinta a la original con la que se adquirieron los datos, así a partir de los datos axiales se pueden obtener imágenes con orientación sagital, coronal, oblicua e incluso curva o de trayecto libre.³⁹

La MPR se ha convertido en una herramienta valiosa para el diagnóstico de fracturas y de otras patologías ortopédicas, pues las secciones convencionales axiales no siempre proporcionan suficiente información sobre las fracturas: un buen ejemplo es aquella fractura muy fina, sin desplazamiento ni discontinuidad cortical, que se demuestra de forma más efectiva gracias a la MPR.³⁹

Las reconstrucciones curvoplanares permiten incluir una estructura anatómica completa en una sola imagen y son particularmente útiles en el estudio de estructuras vasculares, uréteres o intestino.³⁹

TÉCNICA 3D

Reconstrucción volumétrica.

Los equipos informáticos actuales cada vez ocupan menos y tienen un mayor poder de procesamiento. Las imágenes médicas en 3 dimensiones se generan mediante una gran variedad de algoritmos matemáticos, que requieren el manejo de un gran volumen de información, en una serie de operaciones que incluyen la adquisición, el reensamblaje y la edición de los datos. Los datos adquiridos se organizan en una matriz 3D de elementos de volumen (vóxel), y la pantalla del monitor es una superficie en 2D compuesta por elementos de imagen (píxel).³⁹

Una vez adquirido el conjunto de datos de calidad, la técnica de reconstrucción constituye el determinante técnico fundamental de la calidad de la imagen 3D en la mayoría de las ocasiones.^{37, 40}

La técnica de reconstrucción es el algoritmo informático utilizado para transformar los datos seriados de las imágenes convencionales de TC transversal en imágenes 3D simuladas. Lo que realiza cada técnica de reconstrucción tridimensional es recurrir a fórmulas matemáticas para determinar, para cada uno de los píxeles del monitor, qué porcentaje de los datos deben de ser representados para mostrar las relaciones espaciales, es decir, para dar una "sensación de profundidad". Existen varias técnicas de reconstrucción tridimensional, y entre las más utilizadas en medicina están:³⁹

a. Reconstrucción de Sombreado de Superficie (SSD)

Fue la primera reconstrucción volumétrica tridimensional utilizada. Se basa en la representación tridimensional de las superficies dentro de un volumen de datos, es decir, representa de forma tridimensional los órganos que tienen una superficie identificable, primordialmente los huesos o las estructuras vasculares muy contrastadas.³⁹

El ángulo de visión, así como la localización de la hipotética fuente de luz virtual (a partir de los cuales el ordenador calcula el sombreado) son cruciales para obtener reconstrucciones óptimas.³⁹ Es una técnica rápida de reconstrucción pero en realidad su utilidad se limita a la visualización de hueso, que se encuentra en el extremo superior de las curvas de atenuación.

Sin embargo, es prácticamente inútil para visualizar tejidos blandos, pues al bajar el umbral para incluir estos tejidos se presentan muchos artificios, ya que se clasifican hueso y tejidos blandos como el mismo tejido. La elección del valor del umbral debe ser cuidadosa, ya que de lo contrario podemos eliminar de la imagen información valiosa llegando incluso a simular la existencia de una patología donde no la hay.³⁹

La SSD muestra poca profundidad ya que no se observan las estructuras dentro o detrás de la superficie. Por ejemplo, no se visualizan los vasos dentro de una cápsula renal o los trombos de un vaso. Por lo tanto, es sencillo comprobar cómo al representar únicamente los datos de la superficie del objeto, estamos ‘desperdiciando’ una gran cantidad de datos del volumen que disponemos (aquellos que representan las estructuras internas del objeto). De hecho, en esta técnica se utiliza menos del 10% de los datos disponibles.³⁹ La ventaja que posee es que presenta una velocidad superior a otras técnicas de reconstrucción 3D en el manejo de la imagen.³⁹

b. Proyección de Intensidad Media (AIP)

Las imágenes AIP representan el promedio de los valores de atenuación dentro del vóxel. Con la AIP se consiguen imágenes con una apariencia similar a los tradicionales cortes axiales con baja resolución de contraste.³⁹

Esto puede ser útil para la caracterización de las estructuras internas de un órgano sólido o las paredes de estructuras huecas como vasos sanguíneos o intestino.³⁹

c. Proyección de Mínima Intensidad (MinIP)

Las imágenes MinIP muestran sólo los valores de menor atenuación. Esta técnica no se utiliza comúnmente, aunque puede ser útil para valorar la vía aérea, zonas de atrapamiento aéreo y en la detección de enfermedad de las vías aéreas pequeñas.³⁹

d. Técnica de Renderización de Volumen (VRT)

El VRT es una técnica de reconstrucción tridimensional, que consiste³⁹:

1. Asignación de valores de opacidad del 0% al 100%.
2. Cálculo de la probabilidad de que un determinado voxel contenga un tipo específico de tejido (hueso, tejidos blandos, vasos, aire o grasa).
3. Sombreado en escala de grises y color.

El VRT emplea todo el volumen de datos del vóxel en cada píxel de la pantalla. Por tanto, requiere ordenadores mucho más potentes que permitan el manejo de grandes volúmenes de información a una velocidad razonable. Las aplicaciones médicas del VRT son múltiples, ya que presentan una reconstrucción tridimensional de la anatomía y hacen más entendibles las informaciones radiológicas por parte de los clínicos, y además son útiles para el planteamiento quirúrgico de las patologías.³⁹

En las áreas que ha tenido más utilidad son, sobre todo, en el sistema musculoesquelético, sobre todo en los traumatismos, con la reconstrucción tridimensional de las fracturas, y en el estudio de las estructuras vasculares.³⁹

Otro punto fuerte del VRT es su capacidad para seleccionar distintas perspectivas de visualización, lo que permite simular la imagen ofrecida por un endoscopio.³⁹

e. Proyección de Máxima Intensidad (MIP)

El principio es bastante más sencillo que el de la reconstrucción volumétrica, pues se analiza todo el conjunto de datos y se proyectan los objetos más brillantes (valores UH más altos). En otras palabras los píxeles se visualizan en una escala de grises con relación a la atenuación de los vóxeles.⁴¹

La proyección de la máxima intensidad no ofrece una idea de la profundidad y, como las estructuras más brillantes de la imagen parecen las más próximas, no sirve para definir las relaciones 3D. Esta técnica de máxima intensidad no define con detalle el tejido blando y dificulta la visualización de órganos como el hígado o el páncreas.⁴¹

Sin embargo resulta ideal para el dibujo vascular y puede ser especialmente útil cuando se desee cartografiar el árbol vascular pero se prevea un realce orgánico importante. La definición de la anatomía arterial o venosa hepática y de las arterias renales en su trayecto hacia la corteza renal constituyen dos ejemplos.⁴⁰

Es especialmente útil creando imágenes angiográficas y urográficas. Pero el MIP tiene una serie de artefactos e inconvenientes.³⁹

El valor del píxel representado en la imagen es, por definición, únicamente el material de mayor intensidad, por lo que materiales de alta densidad como el calcio o las prótesis vasculares metálicas pueden ocultar información sobre el material de contraste endovascular. Además menosprecia, en cierta manera, las relaciones anatómicas.³⁹

Estos vóxeles son seleccionados desde distintos ángulos a través del bloque de datos y son proyectados como una imagen 2D. El efecto 3D se obtiene variando en pequeños sectores escalonados el ángulo de proyección y viendo entonces las imágenes reconstruidas en sucesión rápida (por ejemplo en modo “cine”). Otra modificación de estas técnicas consiste en tomar una serie de datos y no todo el volumen para representar una imagen MIP, lo que a menudo evita una corrección laboriosa.³⁹

La proyección de máxima intensidad permite realzar las estructuras con mayor atenuación a lo largo de varios cortes simultáneamente, lo cual facilita una visualización rápida y efectiva de estructuras densas (vasos contrastados, huesos, calcificaciones).³⁹

Es una técnica de visualización muy popular en gran parte debido al advenimiento de los tomógrafos multicorte, al generar cortes sumamente delgados (hasta 0.5mm) cada corte tiene una resolución espacial muy alta, pero un corte por sí solo no permite darnos idea de la configuración tridimensional de la estructura que estamos analizando. Al combinar muchos cortes y superponerlos, podemos mantener esa resolución espacial (**comparativo de las técnicas de reconstrucción**)³⁹

Una de sus desventajas es que no ofrece una idea de la profundidad, tampoco define con detalle los tejidos blandos.³⁹

La proyección de máxima intensidad posee ciertas limitaciones como el artefacto “arrosariado” de los pequeños vasos que siguen un trayecto oblicuo y la posible sobrevaloración del grado de estenosis vascular, en especial, cuando existe calcio. La placa calcificada puede enmascarar las regiones de estenosis y seguirse de una sobreestimación del grado de estrechez o dar la impresión de una obstrucción vascular. La proyección de máxima intensidad obliga, de ordinario, a corregir el conjunto de datos para eliminar el hueso suprayacente que enmascara las estructuras vasculares. Afortunadamente, esta labor la comenten las estaciones de trabajo más modernas con bastante rapidez. Otra modificación de estas técnicas consiste en tomar una serie de datos y no todo el volumen para representar las imágenes MIP, lo que a menudo evita una corrección laboriosa.⁴¹ La experiencia demuestra que los grupos de 20 a 500 mm de espesor suelen resultar adecuados para el tórax o abdomen.⁴¹

1.4.1 Definición de términos:

Beneficio: Mejora en la detección de fracturas de cráneo mediante el uso de la técnica reconstrucción algorítmica de Proyección de Máxima Intensidad (MIP) en comparación a la ventana ósea.

Tomografía Computada: Método radiológico que permite adquirir volúmenes y realizar variadas reconstrucciones bidimensionales y tridimensionales, se basa en la medición de las diferencias de atenuación de los rayos X.

Reconstrucción algorítmica: Secuencias matemáticas utilizadas para representar datos adquiridos como una imagen digital.

Proyección de Máxima Intensidad (MIP): Reconstrucción tridimensional que representa el pixel de mayor atenuación a lo largo de una fila de voxel's.

Ventana Ósea: Reconstrucción bidimensional encargada de representar en planos axiales, coronales y sagitales la anatomía de los huesos principalmente.

Imagen tomográfica: Es la representación de diversas proyecciones provenientes de datos digitales procesados a través de los algoritmos de reconstrucción.

Fractura de cráneo: Pérdida de la continuidad ósea en algún hueso del cráneo.

MIP fino: Reconstrucción tridimensional utilizando un grosor de corte menor o igual a los 10 milímetros.

MIP grueso: Reconstrucción tridimensional en la cual se utiliza un grosor de corte igual o mayor a los 11 milímetros.

1.4.2 Formulación de la hipótesis

Formulación de hipótesis de investigación

Hipótesis alterna: La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada realizadas en la Clínica Internacional sede Lima, 2017 tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial alta que indica una buena calidad de imagen, el costo es menor en el proceso de impresión de imágenes, el número de imágenes reconstruidas es menor a 10 y un tiempo de procesamiento de 120 a 180 segundos.

Hipótesis nula: La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada realizadas en la Clínica Internacional sede Lima, 2017 no tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial baja que indica una mala calidad de imagen, muchas número de imágenes reconstruidas y un tiempo de procesamiento de largo.

CAPÍTULO II

MÉTODOS

2.1 DISEÑO METODOLÓGICO

2.1.1. Tipo de investigación

El presente estudio fue de tipo observacional debido que no hubo manipulación de la variable, analítico ya que se realizó el análisis de la variable, retrospectivo porque la información se recabó de eventos realizados, de corte transversal ya que la medición se realizó en un momento determinado.

2.1.2. Diseño de la investigación

El diseño de la investigación fue correlacional debido a que relacionaron las variables proyección de máxima intensidad (MIP) y ventana ósea (V.O)

2.1.3. Población

La población de estudio correspondió a 100 informes tomográficos y sus respectivas imágenes reconstruidas utilizando la técnica MIP en pacientes con sospecha de fractura de cráneo que ingresaron por emergencia al servicio de Tomografía Computarizada del Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes de la Clínica Internacional sede Lima durante el año 2017.

Unidad de análisis: Informe tomográfico de paciente con sospecha de fractura de cráneo que ingresó por emergencia al servicio de Tomografía Computarizada del Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes de la Clínica Internacional sede Lima durante el año 2017.

2.1.4. Muestra y muestreo

Tamaño de Muestra:

Muestra representativa: 80 informes de tomografía computada

$$n = \frac{N * Z_{\alpha}^2 * p * q}{d^2 * (N - 1) + Z_{\alpha}^2 * p * q}$$

N: Tamaño de la población entre los meses enero – diciembre del 2017 (N= 100).

p: Proporción esperada =50% = (p= 0.5)

d: Error relativo =5% = (d= 0.05)

q: 1-p = 0.5

z: Cuartil de distribución normal para el 95% de confianza (z= 1.96)

$$\frac{100 * 1.96^2 * 0.5 * 0.5}{0.05^2 * (100 - 1) + 1.96^2 * 0.5 * 0.5} = \mathbf{80}$$

Se analizó 80 informes tomográficos.

Muestreo: Probabilístico aleatorio simple, puesto que de los 100 informes tomográficos se seleccionaron 80 al azar.

2.1.4.1 Criterios de inclusión

- ✓ Imágenes médicas en el sistema de archivo y transmisión de imágenes (PACS) de pacientes de ambos sexos.
- ✓ Informes de tomografía computada de pacientes con diagnóstico presuntivo de fractura de cráneo.
- ✓ Informes de tomografía computada de pacientes que se hayan realizado una tomografía computarizada del cráneo.
- ✓ Estudios realizados durante el año 2017.

2.1.4.2 Criterios de exclusión

- ✓ Todos los estudios craneales los cuales no presentes sospecha de fractura de cráneo y no hayan padecido de traumatismo craneano encefálico.

- ✓ Informes de tomografía computada de pacientes que carezcan de imágenes tomográficas.
- ✓ Informes de tomografía computada incompletas.

2.1.5. Variables

Variable independiente: Reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad.

Variable dependiente: Fractura de cráneo.

2.1.6. Técnica e instrumento de recolección de datos

La técnica que se utilizó fue del análisis documental.

El instrumento fue una ficha de recolección de datos basado en los indicadores de las variables del estudio, para lo cual se revisó el consolidado de estudios de tomografía computada de cráneo que se reconstruyeron en las reformaciones de ventana ósea, reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad, durante el año 2017 en la Clínica Internacional de sede Lima.

Validación del instrumento: La ficha de recolección fue sometida a juicio de expertos, los cuales presentaron sus puntos de vista en cada criterio a evaluar, llegando a obtener una validez perfecta.

Los evaluadores que colaboraron para la validación de la ficha fueron: (1) Lic. Wayner Sánchez García, Tecnólogo Médico en Radiología; (2) Lic. Dorby Carolina Mendoza Quispe, Tecnólogo Médico en Radiología; (3) Lic. Hugo Marcelino Fernández Balbín, Tecnólogo Médico en Radiología y (4) Lic. Luis Moreno Rivera, Tecnólogo Médico en Radiología.

2.1.7.Procedimientos y análisis de datos

Para realizar la siguiente investigación se solicitó la autorización por escrito a las autoridades correspondientes de la Clínica Internacional con el fin de tener acceso a sus instalaciones en el servicio de tomografía computarizada; así como también para la recolección de la muestra; con la autorización correspondiente, la ficha de recolección de datos fue llenada en horario nocturno por ser más factible, debido a que durante el día el Tecnólogo médico en Radiología se encontró haciendo uso de estas estaciones de trabajo.

En la estación de trabajo se procedió a la recolección de imágenes del Sistema de Archivo y Transmisión de imágenes (PACS) de los pacientes que hayan sido diagnosticados con fractura de cráneo de acuerdo a los criterios de inclusión y exclusión del presente estudio.

Posteriormente de las imágenes obtenidas de cada paciente diagnosticado con fractura de cráneo durante el año 2017 se procedieron a reconstruir las reformaciones Proyección de Máxima Intensidad (MIP) y ventana ósea (VO) en planos axiales.

En un segundo momento se procedió a evaluar las reconstrucciones realizadas a cargo de un experto en lectura radiológica, el médico radiólogo; así mismo se le solicitó al médico no radiólogo (emergenciólogo) la evaluación de las imágenes en las reformaciones construidas. Se procedió a realizar el llenado de la ficha de recolección de datos en el horario ya mencionado.

Se debe resaltar que las imágenes reconstruidas correspondieron al año 2017 las cuales se tomaron como referencia para hacer el análisis y comparación de las dos técnicas ya mencionadas con la finalidad de evaluar los beneficios que muestra el MIP en relación a la VO y con base a estos resultados obtenidos se planteó implementar de manera protocolar la técnica MIP para la detección de fracturas de cráneo.

Los datos fueron registrados utilizando el software informático Microsoft Excel 2013, luego fueron ingresados al paquete estadístico SPSS v.25.

Para el análisis de los datos se utilizó una estadística descriptiva: se tuvo en cuenta que las variables cualitativas fueron estimadas mediante medidas de distribución de frecuencias (absolutas y relativas) y las variables cuantitativas mediante medidas de tendencia central y de dispersión.

Para el análisis inferencial se tuvo en cuenta la prueba MC Nemar, la cual es una prueba no paramétrica para comparar dos muestras no relacionadas.

Dichos análisis fueron presentados a través de gráficos y tablas los cuales permitieron dar cumplimiento a los objetivos ya descritos.

2.1.8. Consideraciones éticas

Para la ejecución de la presente investigación se consideró contar con el permiso y autorización correspondiente de la Clínica Internacional sede Lima.

Se mantuvo en estricta privacidad la información correspondiente al paciente.

En este tipo de estudio no fue necesario el uso del consentimiento informado debido a que no hubo intervención directa sobre el paciente y solo se evaluó estudios ya realizados con anterioridad, por consiguiente, no se generó perjuicio alguno a los pacientes.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

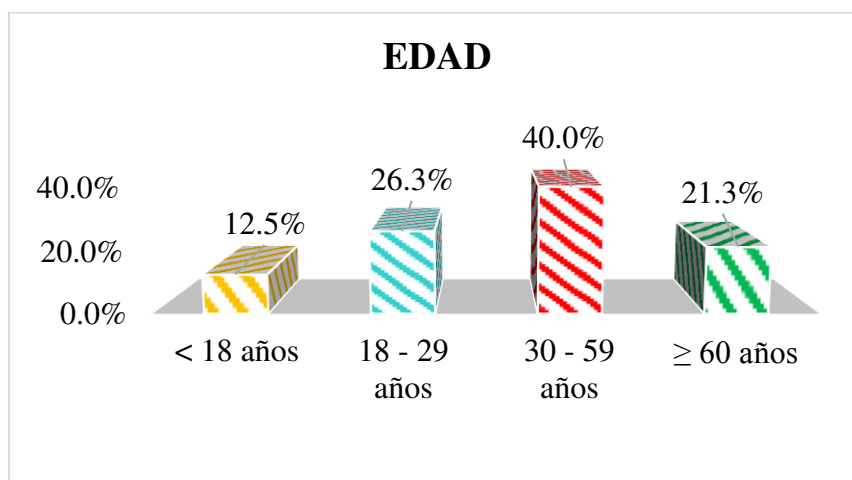
RESULTADOS

Tabla N° 1: Sexo y grupo etáreo de los pacientes con fractura de cráneo en la Clínica Internacional, Lima 2017

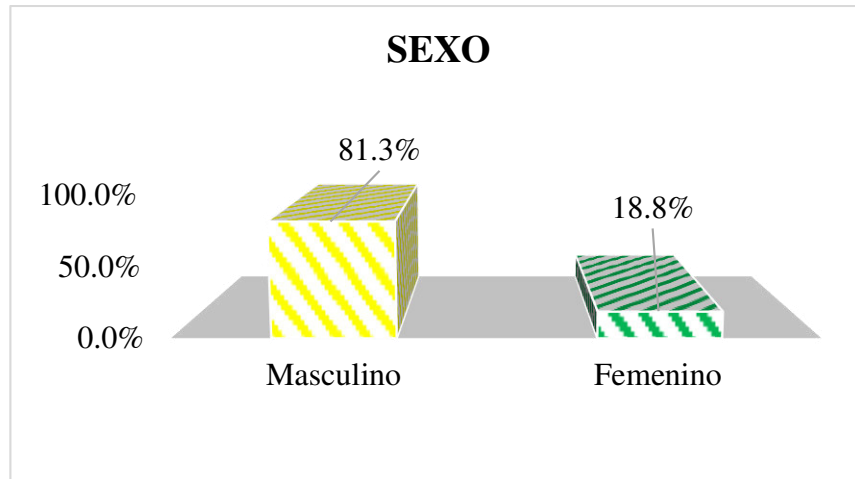
Características Generales		N	%
Edad	< 18 años	10	12.5%
	18 - 29 años	21	26.3%
	30 - 59 años	32	40.0%
	≥ 60 años	17	21.3%
Sexo	Masculino	65	81.3%
	Femenino	15	18.8%

Fuente: elaboración propia

Figura N° 1: Sexo y grupo etáreo de los pacientes con fractura de cráneo.



Fuente: elaboración propia



Fuente: elaboración propia

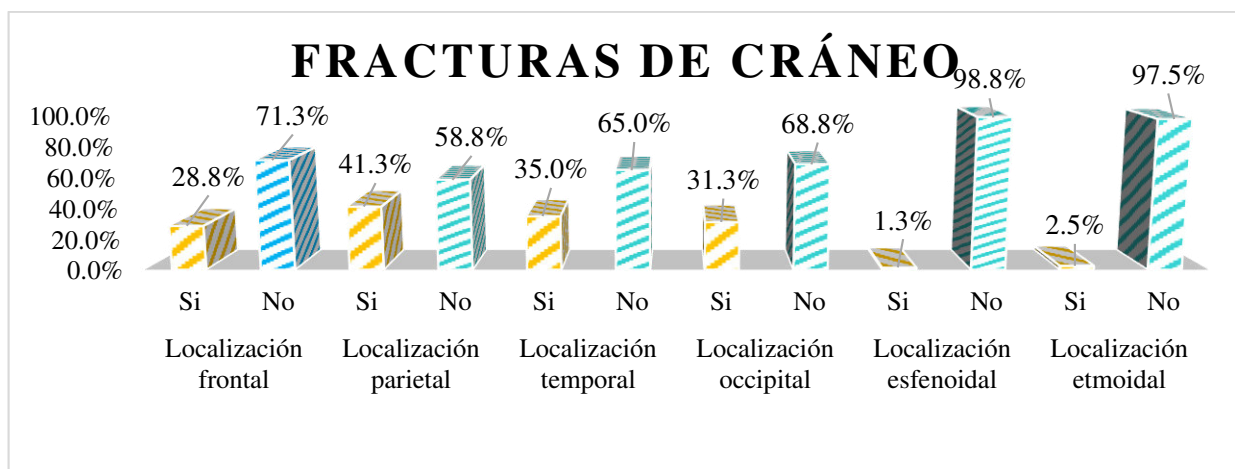
En la tabla N° 1 se observan las características generales obtenidas de los pacientes con fractura de cráneo, donde la edad de los pacientes se encuentran entre 30 a 59 años (40%) y 18 a 29 años (26.3%). De la misma manera, se observa el sexo de los pacientes donde el 81.3% fueron de sexo masculino y el 18.8% femenino. (Ver Figura N°1)

Tabla N° 2: Características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados por reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y reconstrucción en ventana ósea (V.O).

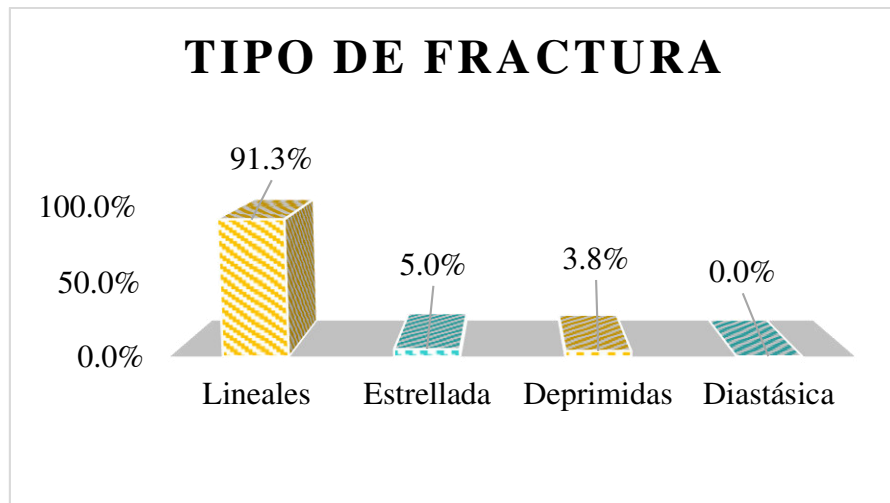
Características de fracturas de cráneo		N	%
Localización frontal	Si	23	28.8%
	No	57	71.3%
Localización parietal	Si	33	41.3%
	No	47	58.8%
Localización temporal	Si	28	35.0%
	No	52	65.0%
Localización occipital	Si	25	31.3%
	No	55	68.8%
Localización esfenoïdal	Si	1	1.3%
	No	79	98.8%
Localización etmoidal	Si	2	2.5%
	No	78	97.5%
Tipo de fractura	Lineales	73	91.3%
	Estrellada	4	5.0%
	Deprimidas	3	3.8%
	Diastásica	0	0.0%

Fuente: elaboración propia

Figura N° 2: Características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y la reconstrucción en ventana ósea (V.O).



Fuente: elaboración propia



Fuente: elaboración propia

En la tabla 2 se observan las características más frecuentes de las fracturas de cráneo diagnosticadas por reconstrucción algorítmica y ventana ósea evidenciándose que la localización mayormente fue parietal (41.3%), temporal (35%) y occipital (31.3%), asimismo el tipo de fractura que se observó predominantemente fue lineal (91.3%). (Ver Gráfico 2)

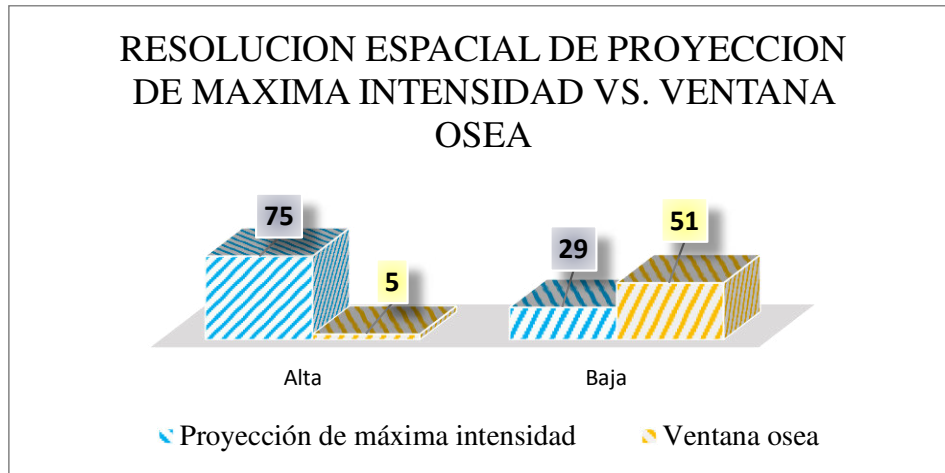
Tabla N° 3: Beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea

Resolución espacial con Reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad.	Resolución espacial con reconstrucción en ventana ósea				P
	Alta		Baja		
	N	%		%	
Alta	27	33.8%	48	60.0%	0.000
Baja	2	2.5%	3	3.8%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Figura N° 3: Beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).



Fuente: elaboración propia

En la tabla N°3 se observan los beneficios según dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección máxima comparado con la reconstrucción en ventana ósea donde: la resolución espacial alta fue para MIP y baja para ventana ósea en un 60.0%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$)

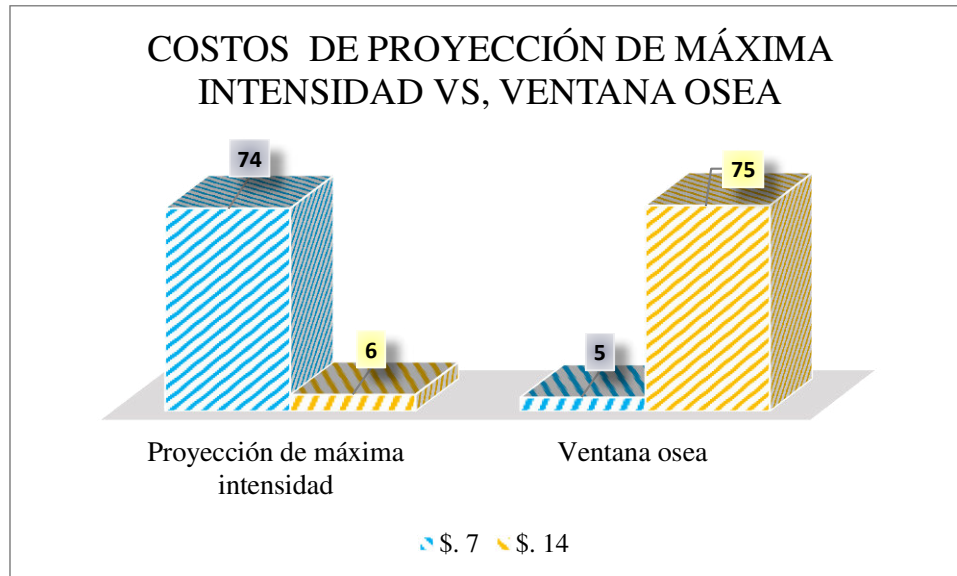
Tabla N° 4: Beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).

Costos de la Reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	Costos de la reconstrucción en ventana ósea				P
	\$. 7		\$. 14		
	N	%		%	
	\$. 7	3	3.8%	71	
\$. 14	2	2.5%	4	5.0%	0.000

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Figura N° 4: Beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).



En tabla 4 se observan los costos de la reconstrucción en ventana ósea y reconstrucción algorítmica de máxima intensidad donde se observó un costo de \$7 en el 3.8% para ambos grupos, sin embargo, para imágenes con MIP que costaron \$7 el costo por V.O fue de \$ 14 en un 88.8%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$).

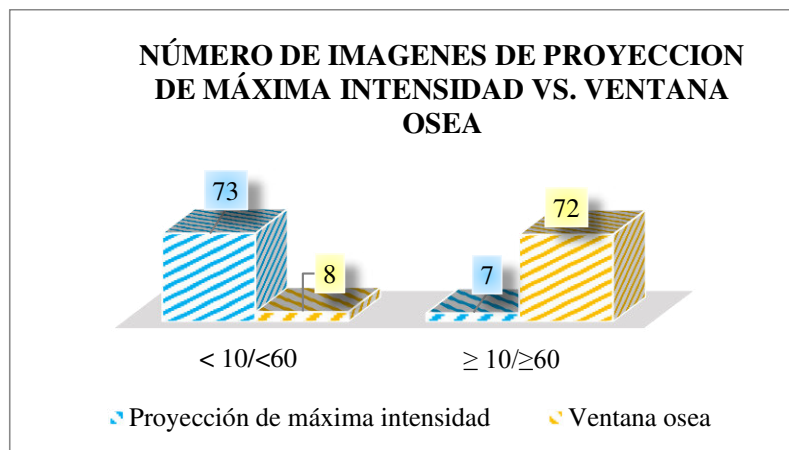
Tabla N° 5: Beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).

Número de imágenes en la reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	Número de imágenes en la reconstrucción en ventana ósea				P
	< 60		≥ 60		
	N	%		%	
< 10	6	7.5%	67	83.8%	0.000
≥ 10	2	25.5%	5	6.3%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Figura N° 5: Beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O).



Fuente: elaboración propia

A continuación en la tabla 5 se evidencia el número de imágenes por la reconstrucción algorítmica y ventana ósea teniendo que hubieron menos de 10 imágenes para MIP y más de 60 imágenes para ventana ósea en un 83.5%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$)

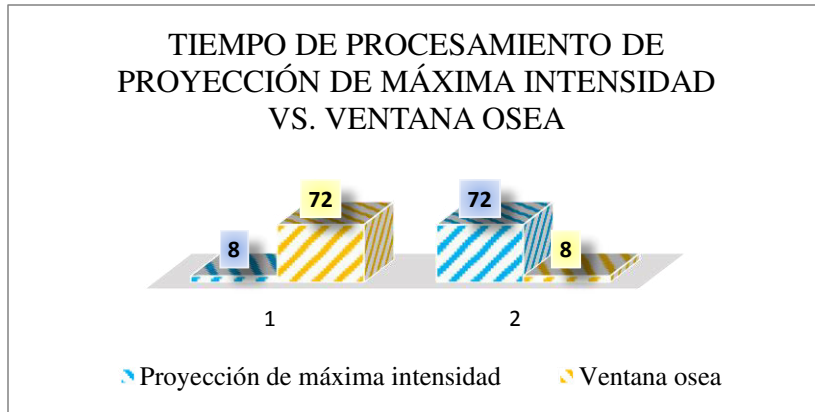
Tabla N° 6: Beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O)

Tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	Tiempo de procesamiento en la reconstrucción en ventana ósea				P
	< 180 seg		≥ 180 seg		
	N	%	N	%	
< 180 seg	6	7.5%	2	2.5%	0.000
≥ 180 seg	66	82.5%	6	7.5%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Figura N° 6: Beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O)



Fuente: elaboración propia

En la tabla N°6 se muestra el tiempo de procesamiento por la reconstrucción algorítmica y por ventana ósea donde: el tiempo de procesamiento fue mayor o igual 180 segundos en MIP y menor a 180 segundos por VO en un 82.5%, observándose diferencias significativas ($p=0.000$).

CONTRASTACIÓN DE HIPÓTESIS GENERAL

1) Formulación de hipótesis de investigación

Hipótesis alterna: La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada realizadas en la Clínica Internacional sede Lima, 2017 tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial alta que indica una buena calidad de imagen, el costo es menor en el proceso de impresión de imágenes, el número de imágenes reconstruidas es menor a 10 y un tiempo de procesamiento de 120 a 180 segundos.

Hipótesis nula: La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada realizadas en la Clínica Internacional sede Lima, 2017 no tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial baja que indica una mala calidad de imagen, muchas número de imágenes reconstruidas y un tiempo de procesamiento de largo.

2) Pruebas estadísticas

Prueba de Mc Nemar.

3) Elección de nivel de significancia

$p = 0,05$

4) Rango de decisión

Si $p < 0.05$ entonces se rechaza la hipótesis nula

Tabla 7: Beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo

Reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	p
Calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica	0.000
Costos de la reconstrucción algorítmica	0.000
Número de imágenes en la reconstrucción algorítmica	0.000
Tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica	0.000
*Mc Nemar	

Con un nivel de significancia menor de 0.05, *se rechaza la hipótesis nula* y se puede afirmar que la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial alta que indica una alta calidad de imagen de acuerdo a la resolución espacial, tiene un costo de \$. 7 por impresión de imágenes reconstruidas mediante la técnica MIP, un número de imágenes reconstruidas menor a 10 y un tiempo de procesamiento mayor o igual a 180 segundos.

CAPÍTULO IV

DISCUSIÓN

La proyección de máxima intensidad en Tomografía Computada es una reconstrucción tridimensional que permite realzar las estructuras con mayor atenuación a lo largo de varios cortes simultáneamente, lo que contribuye a una visualización rápida y efectiva de estructuras densas (vasos contrastados, huesos, calcificaciones); no obstante presenta ciertas limitaciones como los artefactos.

En el presente estudio se encontró acerca de las características de las fracturas del cráneo diagnosticadas mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad, que fueron localizadas a nivel parietal (41.3%), temporal (35%), occipital (31.3%) y frontal (28.8%), y generalmente eran lineales (91.3%). De manera similar, Medina en su trabajo demostró que una de las ventajas de proyección de máxima intensidad es que evalúa la sutura escamosa (sutura entre hueso parietal y temporal) en toda su extensión. Por otra parte, en la investigación de Jacobsen C. y col. se encontró que hay una buena concordancia diagnóstica en relación con las fracturas localizadas en la fosa posterior, mientras que el diagnóstico de fractura en la fosa media y fosa anterior era difícil en la primera lectura de tomografía computada. Esto devela que mayormente este tipo de proyección permite establecer diagnósticos más precisos en la zona parietal y temporal; asimismo, un médico radiólogo no ocasiona diferencias significativas al momento de establecer el diagnóstico entre las proyecciones, en cambio, un médico no radiólogo cuando evalúa las fracturas genera diferencias significativas al identificar el diagnóstico, lo cual posiblemente también pueda influir al momento de saber las características de las fracturas.

Al comparar la resolución espacial con reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y con reconstrucción en ventana ósea, en la presente investigación se observó que el 60% de los que obtuvieron una resolución espacial de calidad “Alta” en proyección de máxima intensidad, representaron una calidad “Baja” en la reconstrucción con ventana ósea, encontrándose diferencia significativa ($p=0.000$). Por tanto, la proyección de máxima intensidad es mejor que la reconstrucción de ventana ósea, lo que contribuye a precisar los diagnósticos de fractura y una mejor opción para el tecnólogo médico.

En cuanto a los costos de la impresión de imágenes de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad vs reconstrucción en ventana ósea, en el presente estudio se encontró que el 88.8% de los que obtuvieron un costo de \$ 7 en proyección de máxima intensidad, constituyeron un costo de \$ 14 en la reconstrucción con ventana ósea, habiendo diferencia significativa ($p=0.000$). Esto demuestra que una de las ventajas de la proyección de máxima intensidad es la reducción de los costos, en pro del paciente y de la institución.

Sobre el número de imágenes, en el presente trabajo, el 83.8% generó menos de 10 imágenes con la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad, lo que simbolizó de 60 imágenes a más en la reconstrucción con ventana ósea, siendo la diferencia significativa ($p=0.000$), es decir que con la proyección de máxima intensidad se emiten menor cantidad de imágenes, que con la reconstrucción en ventana ósea, lo cual también ayuda a la identificación de las fracturas craneales en menor tiempo y utilizando un menor número de imágenes reconstruidas. Por su parte, Medina sostuvo que la TC tridimensional de proyección de máxima intensidad (MIP) puede proporcionar, en sólo ocho puntos de vista, toda la información necesaria para hacer el diagnóstico de fractura de calota.

Respecto al tiempo de procesamiento de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad vs reconstrucción en ventana ósea, en el presente estudio se encontró que el 82.5% tuvo un tiempo de procesamiento de 180 segundos a más con la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad, comparado con la reconstrucción con ventana ósea que fue menor a 180 segundos ($p=0.000$). En este sentido, la proyección de máxima intensidad, si bien invierte más tiempo para el procesamiento, sus diagnósticos son más certeros que los de reconstrucción en ventana ósea ya que se puede visualizar la totalidad del trazo de la fractura en menos imágenes reconstruidas.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- El sexo afectado en su mayoría fue masculino y el grupo etáreo de los pacientes con mayor proporción de hallazgos de fractura craneal se encontró entre 30 a 59 años.
- Las características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticadas mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad y la reconstrucción en ventana ósea (V.O) fueron de localización parietal con un tipo de fractura lineal.
- Hay beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) respecto a la resolución espacial obteniéndose una alta calidad ($p=0.000$)
- Hay beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) en los costos de impresión de imágenes obteniéndose un costo de \$. 7 ($p=0.000$)
- Hay beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) en cuanto al número de imágenes reconstruidas, teniendo en su mayoría menos de 10 imágenes ($p=0.000$).
- No hay beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) respecto al tiempo de procesamiento, teniendo un tiempo \geq 180 segundos ($p=0.000$).

Recomendaciones

- Se recomienda implementar de forma protocolar en otras instituciones la utilización de la reconstrucción algorítmica de máxima intensidad, dado los beneficios encontrados en la presente investigación, a nivel de costos, calidad de imagen y tiempo de procesamiento.
- Se sugiere realizar estudios prospectivos y multicéntricos que permitan correlacionar los beneficios hallados.

- Se sugiere realizar estudios aplicando la Técnica de Renderización de Volumen (VRT) y contrastar sus resultados a la investigación realizada con la finalidad de ayudar a un diagnóstico oportuno mediante la representación de imágenes reconstruidas.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Lozano A. “Trauma craneoencefálico aspectos epidemiológicos y fisiopatológicos”. Revista Facultad Salud. Colombia. 2009.
2. Organización Panamericana de la Salud. “Traumatismos causados por el tránsito y discapacidad”.2011.
3. Ministerio de Salud del Perú. “Análisis epidemiológico de lesiones causadas por accidentes de tránsito en el Perú”. 2013
4. Orman G. y col. “Pediatric skull fracture diagnosis: should 3D CT reconstructions be added as routine imaging?”. J Neurosurg Pediatr. 2015 Oct;16(4):426-31
5. Ringl H. y col. “The skull unfolded: a cranial CT visualization algorithm for fast and easy detection of skull fractures”. Radiology. 2010 May; 255(2):553-62.
6. Fukunaga T. y col. “Role of Weighted Maximum Intensity Projection with MDCT in the Diagnosis of Skull Fractures”. Japanese Journal of Radiological Technology. 2009, 65; 8: 1055-1063.
7. Jacobsen C. y col. “A comparative study of cranial, blunt trauma fractures as seen at medicolegal autopsy and by Computed Tomography”. BMC Medical Imaging 2009, 9:18.
8. Medina S. “Three-dimensional CT Maximum Intensity Projections of the Calvaria: A New Approach for Diagnosis of Craniosynostosis and Fractures”. American Journal of Neuroradiology. 21:1951–1954, November/December 2000.
9. López HJ, Varela Hernández A, Soler Morejón C, Vega Basalto S, Lacerda Gallardo A. Estado actual del manejo del traumatismo craneoencefálico grave en los hospitales de atención al adulto en Cuba. Rev Cubana MedInten y Emerg 2004;3(4):11-23.Disponible en <http://bvs.sld.cu/revistas/mie/vol3_4_04/mie03404.htm#cargo>[consulta: 19 mayo 2017].
10. García Vázquez JT, Borges Rodríguez P, Hernández Vergara E, Figueredo Villa K. Traumatismo craneoencefálico. Disponible en <http://www.bvs.sld.cu/revistas/enf/vol20_2_04/enf02204.htm>[consulta: 19 mayo 2017].

11. Moore K, Persaud T. Sistema esquelético. Desarrollo del cráneo. En: Embriología Clínica. México: Ed. Interamericana, McGraw-Hill; 1995. Pp.: 386-388.
12. Testut L, Latarjet A. Cabeza ósea. Desarrollo general del cráneo. En: Tratado de Anatomía Humana. Barcelona: Ed. Salvat Editores S.A.; 1954. Pp.: 210-213.
13. Pansky B. Anatomía Humana. 6° Ed. 1968.
14. Kiesler J, Ricer R. The Abnormal Fontanel. Am Fam Physician. 2003; 67: 2547-2552.
15. Infante-Contreras C. Fundamentos para la evaluación de crecimiento, desarrollo y función craneofacial. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia; 2009.
16. Bouchet A, Cuilleret J. Cráneo del Recién Nacido. Fontanelas. En: Sistema Nervioso Central. Anatomía Descriptiva, Topográfica y Funcional. Buenos Aires: Ed. Panamericana; 1978. P. 30.
17. Rouvière H, Delmas A. Desarrollo del Cráneo. Fontanelas. En: Anatomía Humana. Descriptiva, Topográfica y Funcional. Tomo 1, Esqueleto de la Cabeza y Cuello. Barcelona: Ed. Masson; 2005. Pp.: 89-90.
18. Williams PL. Gray's Anatomy. 38a Ed. Great Britain: Editorial Churchill Livingstone; 2006.
19. Gaetano H, Gaetano J. Persistent open anterior fontanelle in a healthy 32-month-old boy. JAOA. 2002; 102: 500-501.
20. Cruz B y col. Estrategias de diagnóstico y tratamiento para el manejo del traumatismo craneoencefálico en adultos. 2007. 10(2): 46-57.
21. Gorostiza D. et al. Traumatismo craneoencefálico: un proceso dinámico. Sociedad Española de Radiología Médica –SERAM. 2014.
22. Sociedad Española de Informática de la Salud. Publicación “Informática y Salud” Sumario N° 45, Capítulo N° 45. Marzo de 2004.
23. Quirós O. " Radiología digital Ventajas, desventajas, implicaciones éticas. Revisión de la literatura." Revista Latinoamericana de Ortodoncia y Odontopediatría. Edición electrónica Agosto 2005.

24. Fishman E. y Jeffrey R. "Multidetector CT: principles, techniques, and clinical applications". Editorial Marban. España. 2009.
25. Crawford C. King k. "Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. MedPhys 1990; 17: 967-982.
26. Kalender W. "Spiral or helical -ct. right or wrong? (Letter). Radiology 1994; 193:583.
27. Rubin G. et al. "Perspective volume rendering of CT and MR images: applications for endoscopic viewing. Radiology 1996; 199: 321-330.
28. Vinning D. "Virtual endoscopy: is it reality?" (Editorial: comment). Radiology: 1996; 200: 30-31.
29. Liang Y. Kruger R. "Dual-slice spiral versus single-slice scanning; comparison of the physical performance of two computed tomography scanners". Med Phys 1996; 23: 205-230.
30. Hu H et al. "four mutidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed". Radiology 2000; 215: 55-62.
31. Flohf T. et al. " a retrospectively ECG-gated multislice spiral CT scan and reconstruction technique with suppression of hear pulsation artifact for cardio-thoracic imaging with extended volume coverage" EurRadiol 2002; 12: 1497-1503.
32. Gorostiza D. et al. "Traumatismo craneoencefálico: un proceso dinámico". Sociedad Española de Radiología Médica –SERAM. 2014.
33. Calzado A, Geleijns J. Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Rev. Fis Med. 2010; 11(3): 163-180.
34. Hofer M. "Manual Práctico de TC. Introducción a la TC". Quinta Edición. Editorial Panamericana. 2007.
35. Marshal JL. Vannier MW. Surface imaging from computerized tomographic scans. Surgery 1983; 94: 159-165.
36. Herman GT. Liu HK. Display of three-dimensional information in computed tomography. J Comput Assist Tomogr 1977; 1: 155-160.
37. Drebin R. et al. volume rendering. Comput graph 1988; 22: 65-74.
38. Gonzales. J. Manual práctico de tomografía. 2011. 165-166.

39. Santamaría S. et al. Técnicas de post-procesamiento de imágenes en el diagnóstico de la patología de urgencias. Sociedad Española de radiología médica- SERAM. 31 Congreso nacional. 2012. p.2-9.
40. ScottW. Et al. Optimal imaging of acetabular fractures. Radiology 1987; 11: 1017-1020.
41. Napel S. et al. CT angiography with spiral CTand maximum intensity projection. Radiology 1992; 185: 607-610.

ANEXOS

ANEXO N° 1: INSTRUMENTO

FICHA DE RECOLECCIÓN DE DATOS

PERSONA N°....

I. DATOS DE LOS PACIENTES.

SEXO: MASCULINO () FEMENINO ()

EDAD: () AÑOS

II. CARACTERISTICAS DE LAS FRACTURAS DE CRÁNEO.

Marcar con un aspa (X):

FRACTURA DE CRÁNEO	LOCALIZACIÓN	Frontal	()
		Parietal	()
		Temporal	()
		Occipital	()
		Esfenoidal	()
		Etmoidal	()
	TIPO DE FRACTURA	Lineales	()
		Estrellada	()
		Deprimidas	()
		Diastásica	()

Marcar con un aspa (X):

	PROYECCION DE MÁXIMA INTENSIDAD	VENTANA ÓSEA
IDENTIFICACIÓN DE LA FRACTURA POR EL MÉDICO RADIÓLOGO	SI () NO ()	SI () NO ()
IDENTIFICACIÓN DE LA FRACTURA POR EL MÉDICO NO RADIÓLOGO	SI () NO ()	SI () NO ()
RESOLUCIÓN ESPACIAL	ALTA () BAJA ()	ALTA () BAJA ()
COSTO POR IMPRESIÓN DE PLACAS	\$. 7 () \$. 14 () \$. 21 ()	\$. 7 () \$. 14 () \$. 21 ()
NUMERO DE IMÁGENES RECONSTRUIDAS	1 – 5 () 6 – 9 () 10 – 12 ()	40-50 () 50-60 () 60-70 ()
TIEMPO DE PROCESAMIENTO DE IMAGEN	0 – 60 seg () 60 – 120 seg () 120 – 180 seg () 180 – 240 seg ()	0 – 60 seg () 60 – 120 seg () 120 – 180 seg () 180 – 240 seg ()

Marcar con un aspa (X):

TIEMPO DE IDENTIFICACIÓN DE FRACTURA	PROYECCIÓN DE MÁXIMA INTENSIDAD	VENTANA OSEA
MEDICO RADIÓLOGO	0-20 seg ()	0-20 seg ()
	20-40 seg ()	20-40 seg ()
	40-60 seg ()	40-60 seg ()
MÉDICO NO RADIÓLOGO	0-30 seg ()	0-30 seg ()
	30-60 seg ()	30-60 seg ()
	60-90 seg ()	60-90 seg ()

FUENTE: ELABORACIÓN PROPIA

ANEXO N°2: VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO

VALIDACIÓN DEL INSTRUMENTO POR JUICIO DE EXPERTOS

Datos de calificación:
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.
3. La estructura del instrumento es adecuado
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.

CRITERIOS	JUECES				PUNTAJE
	J1	J2	J3	J4	
1	1	1	1	1	4
2	1	1	1	1	4
3	1	1	1	1	4
4	1	1	1	1	4
5	1	1	1	1	4
6	1	1	1	1	4
7	1	1	1	1	4
8	1	1	1	1	4
TOTAL	8	8	8	8	32

1: DE ACUERDO 0: EN DESACUERDO

PROCESAMIENTO:

Ta: N° total de acuerdo de jueces

Td: N° total de desacuerdo de jueces

B: grado de concordancia significativa

PRUEBA DE CONCORDANCIA ENTRE LOS JUECES

$$b = \frac{Ta}{Ta + Td} \times 100$$

$$b = \frac{32}{32 + 0} \times 100$$

$$b = 1.0$$

Según Herrera:

0,53 a menos	Validez nula
0,54 a 0,59	Validez baja
0,60 a 0,65	Válida
0,66 a 0,71	Muy válida
0,72 a 0,99	Excelente validez
1.0	Validez perfecta

De acuerdo a los resultados presentados, el instrumento tiene una

VALIDEZ PERFECTA

Nombre del Experto: Mayner Sandy Garcia
Profesión: Trab. M. Iva
Ocupación: Trabajadora Social
Grado Académico: Pregrado

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

N. J. ...
 ...
 ...

Opción de aplicabilidad:

Aplicable [X]	Aplicable después de corregir []
No aplicable []	

DNI: 42515480

Especialidad del validador: Ingeniería Computacional

CERTIFICADO DE VALIDEZ DE CONTENIDO DEL INSTRUMENTO JUICIO DE EXPERTOS

Nombre del Experto: DORBY CAROLINA BLANDOZA QUISE

Profesión: TECNÓLOGO MEDICO- RADIOLÓGICA

Ocupación: TECNÓLOGO MEDICO

Grado Académico: LICENCIADO

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

Firma de Experto: 

Dorando Quise Dorby Carolina
Tecnólogo Médico en Radiología
CTMP 5835
Clínica Internacional

Opinión de aplicabilidad: Aplicable [☒] Aplicable después de corregir [☐]

No aplicable [☐]

DNI: 42032194

Especialidad del validador: Lic. TECNÓLOGO MEDICO- RADIOLÓGICA

CERTIFICADO DE VALIDEZ DE CONTENIDO DEL INSTRUMENTO JUICIO DE EXPERTOS

Nombre del Experto: HUGO MARCELO FERNANDEZ BALDI

Profesión: TECNOLOGO ASESOR

Ocupación: TECNOLOGO ASESOR

Grado Académico: MAESTRO

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumpla con el criterio señalado o NO cuando no cumpla con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas, (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

Firma de Experto

Opinión de aplicabilidad: ☒ Aplicable [X]

☐ Aplicable después de corregir []

☐ No aplicable []

DNI: 6654616

Especialidad del validador: FOOTGRAFIA COMPTASA

[Firma]
 Dr. Hugo Marcelo Fernandez Baldi
 Tecnólogo Titular en Radiología
 C.T.M.P. 11834

CERTIFICADO DE VALIDEZ DE CONTENIDO DEL INSTRUMENTO JUICIO DE EXPERTOS



Nombre del Experto: Juán Angel Moreno Rivera
 Profesión: Tecnólogo Médico Radiología
 Ocupación: Tecnólogo Médico (D.M.O.S - ESSALUD)
 Grado Académico: Licenciado - Bachiller

Teniendo como base los criterios que a continuación se presenta, le solicitamos su opinión sobre el instrumento que se adjunta. Marque con una X (aspa) en SI o NO en cada criterio según su opinión. Marque SI, cuando el ítem cumple con el criterio señalado o NO cuando no cumple con el criterio.

CRITERIOS	Opinión		
	SI	No	Observación
1. El instrumento recoge información que permite dar respuesta al problema de investigación.	X		
2. El instrumento propuesto responde a los objetivos del estudio.	X		
3. La estructura del instrumento es adecuado	X		
4. Los ítems (preguntas) del instrumento están correctamente formuladas. (claros y entendibles)	X		
5. Los ítems (preguntas) del instrumento responden a la Operacionalización de la variable.	X		
6. La secuencia presentada facilita el desarrollo del instrumento.	X		
7. Las categorías de cada pregunta (variables) son suficientes.	X		
8. El número de ítems (preguntas) es adecuado para su aplicación.	X		

Firma de Experto

Opinión de aplicabilidad: Aplicable [X] No aplicable []

Aplicable después de corregir [] 


DNI: 15841839

Especialidad del validador: Tomografía Computarizada

ANEXO 3: MATRIZ DE CONSISTENCIA

PROBLEMA	OBJETIVOS	HIPOTESIS	VARIABLES	TECNICA DE RECOLECCIÓN
¿Cuáles son los beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada en imágenes evaluadas en Clínica Internacional sede Lima en el año 2017?	<p><u>Objetivo general:</u></p> <p>Determinar los beneficios de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada en imágenes evaluadas en la Clínica Internacional sede Lima en el año 2017.</p> <p><u>Objetivos específicos:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> ➤ Indicar el sexo y el grupo etáreo de los pacientes con fractura de cráneo. ➤ Describir las características más frecuentes de fracturas de cráneo diagnosticados mediante la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) y la reconstrucción en ventana ósea (V.O). ➤ Identificar los beneficios según la dimensión calidad de imagen de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O). ➤ Identificar los beneficios según la dimensión costos de la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O). ➤ Identificar los beneficios según la dimensión número de imágenes reconstruidas en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O). ➤ Identificar los beneficios según la dimensión tiempo de procesamiento en la reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad (MIP) comparado con la reconstrucción en ventana ósea (V.O). 	La reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad en la detección de fracturas de cráneo por tomografía computada realizadas en la Clínica Internacional sede Lima, 2017 tiene beneficios, pues tiene una resolución espacial alta que indica una buena calidad de imagen, el costo es menor en el proceso de impresión de imágenes, el número de imágenes reconstruidas es menor a 10 y un tiempo de procesamiento de 120 a 180 segundos.	<p><u>Variables</u></p> <p><u>Independiente:</u></p> <p>Reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad</p> <p><u>Variable</u></p> <p><u>Dependiente:</u></p> <p>Fractura de Cráneo</p>	Ficha de recolección de datos

ANEXO 4: OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

VARIABLE	DEFINICIÓN	DIMENSION		TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICION	INDICADOR	VALOR FINAL	FUENTE DE RECOLECCION
Reconstrucción algorítmica de proyección de máxima intensidad	Método matemático, técnica tridimensional que representa al vóxel con mayor atenuación dentro de un conjunto de vóxeles seleccionados y representados en múltiples cortes simultáneamente	Tiempo de identificación	Med. Radiólogo	Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-20 seg 20-40 seg 40-60 seg	Ficha de recolección de datos
			Med. No radiólogo	Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-30 seg 30-60 seg 60-90 seg	Ficha de recolección de datos
		Calidad de la imagen		Cualitativo	Nominal	Resolución espacial	Alta Baja	Ficha de recolección de datos
		Costo		Cuantitativo	Razón	Dinero	\$. 7 \$ 14 \$ 21	Ficha de recolección de datos
		Número de imágenes		Cuantitativo	Razón	Cantidad	1-5 6-9 10-12	Ficha de recolección de datos
		Tiempo de procesamiento		Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-60 seg 60-120 seg 120-180 seg 180-240 seg	Ficha de recolección de datos

Ventana ósea	Técnica 2D, reconstrucción multiplanar que hace uso del filtro hueso (filtro de alta definición)	Tiempo de identificación	Med. Radiólogo	Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-20 seg 20-40 seg 40-60 seg	Ficha de recolección de datos
			Med. No radiólogo	Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-30 seg 30-60 seg 60-90 seg	Ficha de recolección de datos
		Calidad de la imagen		Cualitativo	Nominal	Resolución espacial	Alta Baja	Ficha de recolección de datos
		Costo		Cuantitativo	Razón	Cantidad	\$. 7 \$ 14 \$ 21	Ficha de recolección de datos
		Número de imágenes		Cuantitativo	Razón	Tiempo	40-50 50-60 60-70	Ficha de recolección de datos
		Tiempo de procesamiento		Cuantitativo	Razón	Tiempo	0-60seg 60-120 seg 120-180 seg 180-240 seg	Ficha de recolección de datos

VARIABLE	DEFINICIÓN	DIMENSION	TIPO DE VARIABLE	ESCALA DE MEDICIÓN	INDICADOR	VALOR FINAL	FUENTE DE RECOLECCION
Fractura de cráneo	Solución de continuidad ósea en algún hueso del cráneo	Lineal	Cualitativo	Nominal	Fractura	Positivo Negativo	Ficha de recolección de datos
		Estrellada	Cualitativo	Nominal	Fractura	Positivo Negativo	Ficha de recolección de datos
		Deprimida	Cualitativo	Nominal	Fractura	Positivo Negativo	Ficha de recolección de datos
		Diastásica	Cualitativo	Nominal	Fractura	Positivo Negativo	Ficha de recolección de datos

**ANEXO 5: PROTOCOLO PARA LA EVALUACIÓN DE PACIENTES CON
SOSPECHA DE FRACTURAS DE CRÁNEO**

Clínica Internacional. Lima, Perú,

REGION ANATÓMICA ESPECÍFICA	Cráneo	
APLICACIÓN	Detección de fracturas de cráneo	
ESCANER UTILIZADO	Siemens Somaton Emotion 16	
TOPOGRAMA	mA: 25	kV: 30
	Corte: 0.6 mm	
	Longitud del topograma: 265 mm	
ADQUISICIÓN	mA: 300	kV: 110
	Corte: 5,0 mm (Adq. 16 X 0,6 mm)	
	Pitch. 0.85	
	Duración: 22.88 seg.	
	Dirección: caudo-craneal	
RECONSTRUCCIÓN DE PARÉNQUIMA CEREBRAL	Corte: 1,0 mm	FOV: 230 mm
	Incremento de reconstrucción: 0,5 mm	
	Filtro de rec: H3s1homog media+	
	Ventana: cerebrum	Plano: axial
	Dirección: caudo-craneal	
RECONSTRUCCIÓN DE VENTANA ÓSEA	Corte: 1,0 mm	FOV: 230 mm
	Incremento de reconstrucción: 0,5 mm	
	Filtro de rec: H80s muy definido FR	
	Ventana: osteo	Plano: axial
	Dirección: caudo-craneal	
POST PROCESO	Se utiliza la técnica MIP, se selecciona la reconstrucción de parénquima cerebral y aplicamos MIP con un grosor de corte de 70.00 mm (MIP grueso); se realizan entre 8 y 12 proyecciones para identificar y visualizar presencia de fracturas de cráneo.	

ANEXO 6: SOLICITUD DE AUTORIZACIÓN PARA AUTORIDADES DE CLÍNICA INTERNACIONAL

“AÑO DEL DIÁLOGO Y RECONCILIACIÓN NACIONAL”

Señores:

Clínica Internacional.

Atención:

Dr. Tarazona Elguera, Martín.

Jefe del Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes (CEDI)

Presente.-

Apreciados señores

Es grato dirigirme a usted para hacerle llegar un saludo cordial y a la vez hacer de su conocimiento que estamos realizando un proyecto de investigación titulado: **“Beneficios de la Reconstrucción Algorítmica de Proyección de Máxima Intensidad en la detección de fracturas de cráneo por Tomografía Computada. Clínica Internacional. Lima 2017”**. Por tal motivo, acudimos a usted para solicitar el permiso para ejecutar la investigación en el Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes (CEDI) de la Clínica Internacional que Ud. Dirige. Asimismo adjuntamos copia del proyecto de investigación que describe el protocolo de investigación del comité de ética, para la evaluación respectiva. Aprovecho la ocasión para hacer extensivo las muestras de nuestra especial consideración y estima.

Atentamente.

Bach. Ordinola Arroyo Edilson Jesus

DNI: 73341152

Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino

Asesor

“AÑO DEL DIÁLOGO Y RECONCILIACIÓN NACIONAL”

Señores:

Clínica Internacional.

Atención:

Dr. Chalouhi Elkhouri, Elias.

Director Académico.

Presente.-

Apreciados señores

Es grato dirigirme a usted para hacerte llegar un saludo cordial y a la vez hacer de su conocimiento que estamos realizando un proyecto de investigación titulado: **“Beneficios de la Reconstrucción Algorítmica de Proyección de Máxima Intensidad en la detección de fracturas de cráneo por Tomografía Computada. Clínica Internacional. Lima 2017”**. Por tal motivo, acudimos a usted para solicitar el permiso para ejecutar la investigación en el Centro de Excelencia de Diagnóstico por Imágenes (CEDI) de la Clínica Internacional que Ud. Dirige. Asimismo adjuntamos copia del proyecto de investigación que describe el protocolo de investigación del comité de ética, para la evaluación respectiva.

Aprovecho la ocasión para hacer extensivo las muestras de nuestra especial consideración y estima.

Atentamente.

Bach. Ordinola Arroyo Edilson Jesus
DNI: 73341152

Mg. Carmen Cecilia Muñoz Barabino
Asesor

ANEXO 7: TABLAS ANEXAS

Tabla anexo N° 1: Identificación de fractura por médico radiólogo

Identificación de fractura por médico radiólogo en la reconstrucción algorítmica de máxima			Identificación de fractura por médico radiólogo en la reconstrucción en ventana ósea				P
Proyección de máxima intensidad			Si		No		
			N	%		%	
	Si		75	93.8%	3	3.8%	0.250
	No		0	0.0%	2	2.5%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Tabla anexo N° 2: Identificación de fractura por médico no radiólogo

identificación de fractura por médico no radiólogo en la reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	identificación de fractura por médico no radiólogo en la reconstrucción en ventana ósea				P
	Si		No		
	N	%	N	%	
Si	43	53.8%	34	42.5%	0.000
No	0	0.0%	3	3.8%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

Tabla anexo N°3: Tiempo de identificación de fractura de medico radiólogo

Tiempo de identificación de fractura por médico radiólogo en la reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	Tiempo de identificación de fractura por médico radiólogo en la reconstrucción en ventana ósea				p
	0 - 20seg		20 - 40seg		
	N	%		%	
0 - 20seg	71	88.8%	4	5.0%	0.687
20 - 40seg	2	2.5%	3	3.8%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

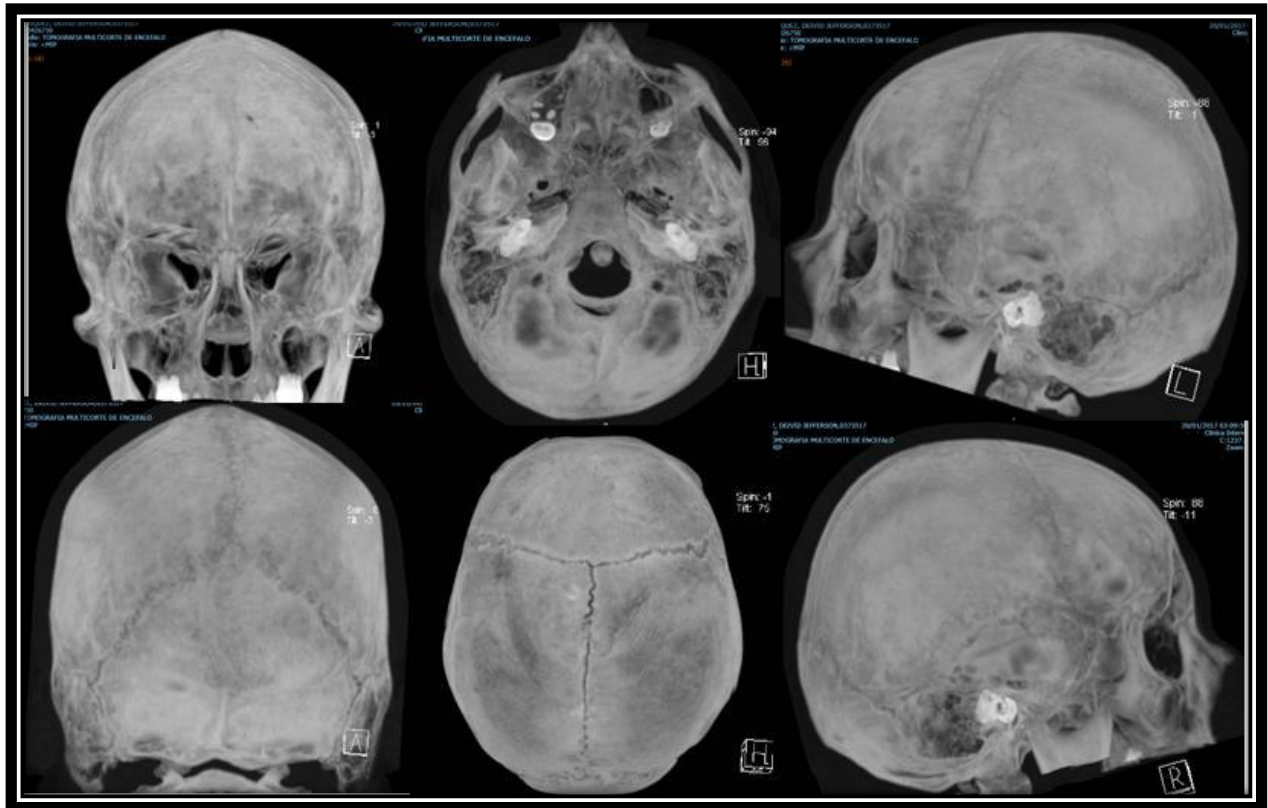
Tabla anexo N°4: Tiempo de identificación de fractura de médico no radiólogo

Tiempo de identificación de fractura por médico no radiólogo en la reconstrucción algorítmica de Proyección de máxima intensidad	Tiempo de Identificación de fractura por médico no radiólogo en la reconstrucción en ventana ósea				P
	0 – 30 seg		>= 30 seg		
	N	%		%	
0 – 30 seg	8	10.0%	68	85.0%	0.000
>= 30 seg	3	3.8%	1	1.3%	

*Mc Nemar

Fuente: elaboración propia

ANEXO 8: Gráficos de casos de la aplicación de la técnica MIP



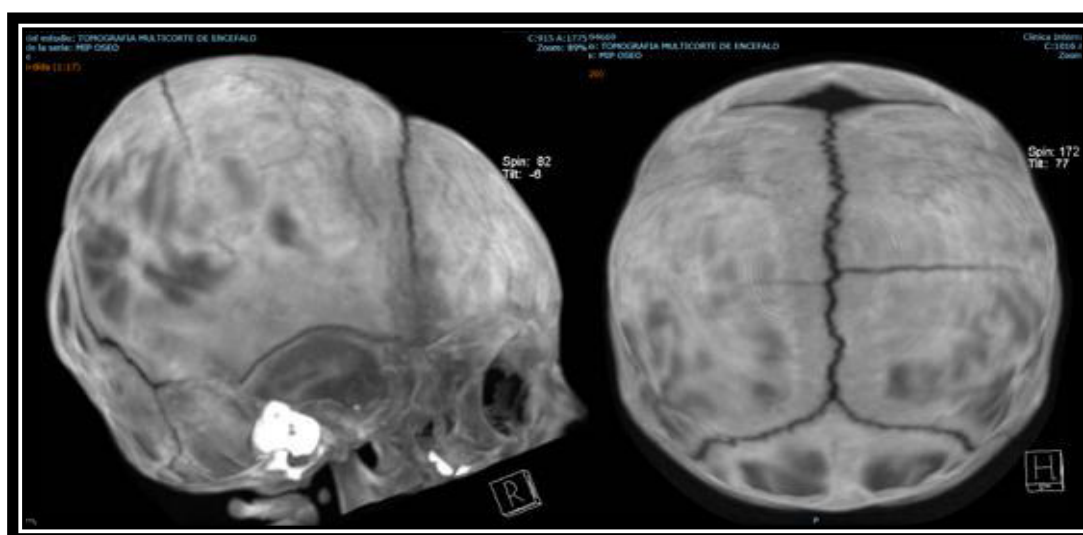
Fuente Clínica Internacional.

Figura 7. Proyección de imágenes reconstruidas en la técnica MIP en un paciente sin afección craneal. Superior izquierda: proyección frontal antero posterior; superior central: proyección de base de cráneo visualizada desde posición superior; superior derecha: proyección lateral de cráneo visualizada desde el lado izquierdo; inferior izquierda: proyección postero anterior de cráneo; inferior central: proyección superior de cráneo visto desde la parte superior; inferior derecha: proyección lateral de cráneo visualizada desde el extremo derecho.



Fuente Clínica Internacional.

Figura 8: Imágenes reconstruidas mediante la técnica MIP en paciente varón de 60 años en las que se representa el trazo de fractura de configuración lineal en la región occipital izquierda dirigida hacia la base del cráneo. Imagen del lado izquierdo: proyección postero anterior de cráneo; imagen del lado derecho: proyección cráneo caudal de base de cráneo.



Fuente Clínica Internacional.

Figura 9: Representación mediante técnica MIP en paciente de 8 meses de edad en la cual se evidencia la fractura a nivel parietal del lado derecho. Imagen izquierda: Proyección lateral de cráneo vista desde el lado derecho; imagen derecha: visualización cráneo caudal de parte superior de bóveda craneal.